

**UNIVERSIDADE DE UBERABA
FERNANDA DE ARAÚJO SAKAMOTO
JOSÉ WILIAN FERRAZ DA MAIA**

**RESINAS COMPOSTAS BULK FILL - COMPOSIÇÃO, CONTRAÇÃO DE
POLIMERIZAÇÃO E FLEXÃO DE CÚSPIDE: UMA REVISÃO DE LITERATURA**

**LINHA DE PESQUISA: BIOMECÂNICA APLICADA A ODONTOLOGIA
RESTAURADORA**

**UBERABA, MG
2017**

**FERNANDA DE ARAÚJO SAKAMOTO
JOSÉ WILIAN FERRAZ DA MAIA**

**RESINAS COMPOSTAS BULK FILL - COMPOSIÇÃO, CONTRAÇÃO DE
POLIMERIZAÇÃO E FLEXÃO DE CÚSPIDE: UMA REVISÃO DE LITERATURA**

Trabalho de conclusão de curso apresentado como parte dos requisitos para aprovação na Disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso II, do curso de Odontologia da Universidade de Uberaba.

Orientador: Prof. Dr. Gilberto Antonio Borges
Co-orientador: Prof. Dr. Crisnicaw Veríssimo

UBERABA, MG
2017

S29r Sakamoto, Fernanda de Araújo.
Resinas compostas Bulk Fill – composição, contração de polimerização e flexão de cúspide: uma revisão de literatura / Fernanda de Araújo Sakamoto, José Wilian Ferraz da Maia. – Uberaba, 2017.
63 f.

Trabalho de Conclusão de Curso -- Universidade de Uberaba. Curso de Odontologia, 2017.

Orientador: Prof. Dr. Gilberto Antônio Borges.

Coorientador: Prof. Dr. Crisnicaw Veríssimo.

1. Resinas dentárias. 2. Polimerização. 3. Odontologia. I. Maia, José Wilian Ferraz da. II. Borges, Gilberto Antônio. III. Veríssimo, Crisnicaw. IV. Universidade de Uberaba. Curso de Odontologia. V. Título.

CDD 617.695

Ficha elaborada pela bibliotecária Tatiane da Silva Viana CRB6-3171

FERNANDA DE ARAÚJO SAKAMOTO
JOSÉ WILIAN FERRAZ DA MAIA

RESINAS COMPOSTAS BULK FILL - COMPOSIÇÃO, CONTRAÇÃO DE
POLIMERIZAÇÃO E FLEXÃO DE CÚSPIDE: UMA REVISÃO DE LITERATURA

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Odontologia,
da Universidade de Uberaba- MG, como parte dos requisitos para obtenção do Título
de Cirurgião – Dentista.

Aprovado em ____/____/2017

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr.
Universidade de Uberaba

Prof. Dr.
Universidade de Uberaba

AGRADECIMENTOS - Fernanda de Araújo Sakamoto

Agradeço primeiramente a Deus, pelo dom da vida e por ter me proporcionado chegar até aqui.

A toda minha família, mas em especial meus pais, por toda dedicação e paciência diretamente para que eu não desistisse em momento nenhum, tornando esse caminho extremamente mais fácil e prazeroso.

A todos os professores que sempre estiveram dispostos a ajudar, nos passando os melhores ensinamentos.

Aos meus colegas pela luta diária, pelas risadas e companheirismo, sempre ajudando e reerguendo um ao outro em todos os momentos nesses 4 anos.

Enfim, agradeço a todas as pessoas que diretamente ou indiretamente fizeram parte dessa etapa em minha vida.

AGRADECIMENTOS - José Wilian Ferraz da Maia

Agradeço a Deus pelo dom da vida, por ter me sustentado, principalmente nos momentos difíceis que a vida nos proporciona.

Agradeço aos meus familiares pai e irmãs que me motivaram e encorajaram para esse novo desafio e também agradeço minha esposa e filho que abraçaram juntamente comigo essa missão.

Agradeço ao Professor Dr. Crisnicaw Veríssimo que diante das limitações não poupou esforço em nos orientar de forma correta e coerente com seus conhecimentos e embasamentos técnicos e científicos na realização deste nosso trabalho.

Agradeço minha amiga e dupla de trabalho Fernanda Araújo Sakamoto pela dedicação, esforço, compreensão e por comungar de ideais em comum no decorrer do desenvolvimento deste trabalho.

Agradeço aqui também a Universidade de Uberaba que no decorrer do curso me proporcionou conhecimentos técnicos científicos qualificados, me capacitando para que eu possa desenvolver uma odontologia de excelência em meu ofício.

Enfim, agradeço aos professores colegas de curso e a todos que participaram e contribuíram de forma direta ou indireta para conclusão deste curso.

EPÍGRAFE

***“Queira! Basta ser sincero e desejar profundo,
você será capaz de sacudir o mundo,
vai tente outra vez”.***

Raul Seixas

RESUMO

As resinas compostas têm-se aperfeiçoado nos últimos tempos quanto suas propriedades físicas e mecânicas, visando suprir as necessidades qualitativas do cirurgião dentista. As resinas compostas passaram por diversas fases de diferenciação dos seus componentes a fim de controlar as reações indesejáveis, como a contração de polimerização, sorção de água, rugosidades superficiais, adaptação marginal, até chegar aos componentes nanoparticulados, com melhores propriedades químicas, físicas e mecânicas. Surgiu uma proposta promissora com as resinas bulk fill, que proporciona ao cirurgião dentista um menor tempo de trabalho clínico, menor estresse de contração e polimerização. Este trabalho teve como objetivo avaliar através de revisão de literatura conjunto de artigos, as principais propriedades da resina bulk fill, levando em consideração aspectos relacionados principalmente com as características do material, contração de polimerização e flexão de cúspide gerada durante a restauração. Para elaboração deste trabalho foi realizada uma revisão da literatura com base em artigos científicos da língua inglesa, publicados a partir do ano de 1990 a 2017 na base de dados PubMed, além da busca manual de informações pertinentes ao assunto em livros. Com base no estudo realizado concluímos que este novo grupo de materiais representa uma possibilidade para restaurações diretas, principalmente pela facilidade de técnica e similaridade de propriedades em comparação com as resinas convencionais. Porém não se sabe frente ao exposto, se estes materiais devem ou podem substituir as resinas convencionais, sendo assim necessários mais estudos em relação ao material restaurador.

Palavras chaves: Resinas bulk-fill; contração de polimerização; flexão de cúspide.

ABSCTRACT

The composite resins have been improved in recent times as their physical and mechanical properties, aiming to meet the qualitative needs of the dental surgeon. The composite resins undergo several stages of differentiation of their components in order to control undesirable reactions, such as polymerization contraction, water sorption, surface roughness, marginal adaptation, to the nanoparticulate components with better chemical, physical and mechanical properties. A promising proposal has come up with bulk fill resins, which gives the dental surgeon less time for clinical work, less contraction stress and polymerization. The main objective of this work was to evaluate the main properties of the bulk fill resin in literature review, taking into account aspects related mainly to material characteristics, polymerization contraction and cusp flexion generated during restoration. For the preparation of this work a review of the literature was carried out based on scientific articles of the English language, published from the year 1990 to 2017 in the PubMed database, besides the manual search of information pertinent to the subject in books. Based on the study, we conclude that this new group of materials represents a possibility for direct restorations, mainly due to the ease of technique and similarity of properties in comparison with conventional resins. It is not known from the foregoing whether these materials should or may replace conventional resins, and therefore further studies are required in relation to restorative material.

Keywords: Bulk-fill resins; contraction of polymerization; cusp flexion.

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1 INTRODUÇÃO	10
2 OBJETIVO	14
3 MATERIAIS E MÉTODOS	15
4 REVISÃO DE LITERATURA	16
5 DISCUSSÃO	56
6 CONCLUSÃO	60
REFERÊNCIAS	61

1 INTRODUÇÃO

Os sinais e sintomas gerados por uma destruição química da estrutura dental provenientes das alterações metabólicas que ocorrem no biofilme que recobre a estrutura dentária recebe o nome de cárie dentária (FEJERSKOV, 2015). A cárie dentária pode destruir estruturas como esmalte, dentina e cemento (FEJERSKOV, 2015). Assim sendo, a cárie dentária é uma doença dos tecidos duros do dente, proveniente da desmineralização e destruição de estruturas orgânicas do órgão dental (ASSAD, 2005).

Em odontologia os compósitos resinosos têm uma diversidade de indicações clínicas como: restaurações, revestimentos de cavidade, selantes de fôssulas e fissuras, núcleos de preenchimento, onlay, coroas, restaurações provisórias, cimentos para prótese de dentes únicos ou múltiplos, selamentos endodônticos, pinos radiculares. Espera-se que pela frequência de utilização deste material ocorra constante desenvolvimento de suas propriedades (FERRACANE, 2011).

Aproximadamente em meados do século XX a união dos materiais restauradores à estrutura dentária ocorria por meio de preparos cavitários e retenção mecânica, como nas restaurações em amálgama e restaurações indiretas utilizando cimentos odontológicos como o fosfato de zinco (ANUSAVICE *et al*, 2013).

O primeiro agente adesivo foi criado no final da década de 40 por Oskar Hagger na Trey Division of Amalgamated Dental e se chamava “Sevitron Cavity Seal”. As resinas desenvolvidas nesta década eram formuladas a base de dimetacrilato de ácido glicerofosfórico que, tinham função de autoadesiva e autocondicionante, para esmalte e dentina. Porém, sua descoberta não apresentou resultados positivos, devido a sua baixa durabilidade clínica, pois as resinas à base de metacrilatos da época produziam relevantes tensões interfaciais e elevada expansão térmica (ANUSAVICE *et al*, 2013). Após essa descoberta Michael Buonocore em seus estudos observou que o ácido fosfórico fornecia resultados de condicionamento do esmalte excelente (ANUSAVICE, *et al*, 2013).

Bowen em 1963 criou um material restaurador que ultrapassava todas as dificuldades encontradas no processo de restauração dentária, problemas como estética, expansão excessiva de contração (BOWEN; WASHINGTON, 1963). Sua inovação a base de bisfenol A glicidil metacrilato (bis-GMA) um monômero com uma matriz de elevada consistência e ligações cruzadas e duradouras. Um agente de

união silânico que confere uma conservação de superfície e se liga às partículas de carga da matriz da resina. Desde 1963 modificações vem sendo realizadas principalmente nas partículas de carga que estão cada vez menores para proporcionar uma melhor estética e acabamento das restaurações (ANUSAVICE *et al*, 2013).

As resinas compostas têm em sua composição quatro elementos fundamentais:

- Matriz orgânica: frequentemente, é um dimetacrilato que pode ser o bis-GMA ou UDMA, agregado ao TEGDMA que possui baixo peso molecular para controlar a viscosidade;
- Carga orgânica: é composta por porção de vidro, quartzo e/ou sílica existente em diversas formas, quantidade e tamanhos e o tamanho da partícula de carga é que estabelece sua classificação;
- Agente de união: geralmente é um silano que reveste a superfície das partículas de carga. É uma molécula que têm capacidade de unificar tanto na carga inorgânica como na cadeia polimérica;
- Sistema acelerador iniciador: são os agentes encarregados de desencadear a cadeia de polimerização. Sendo que a polimerização química é ativada pela combinação de duas pastas, sendo uma o acelerador a amina orgânica e o iniciador o peróxido orgânico. Já nos produtos polimerizáveis a base de luz, o acelerador e iniciador estão ofertados em uma única pasta, entretanto a reação de polimerização só tem início com a exposição da luz de comprimento de onda exclusivo (BARATIERI e MONTEIRO Jr, 2013).

Os compósitos de resinas convencionais devem ser acomodados aos preparos cavitários com incrementos de no máximo 2 mm com finalidade de reduzir as consequências geradas na contração de polimerização. Tais contrações de polimerização são resultantes da transformação de monômeros em uma cadeia de polímeros, após sua fotoativação, podendo incitar tensões nas paredes que circundam a cavidade, gerando deformação de cúspide, hipersensibilidade pós-operatória e microtrincas de esmalte (KUMAGAI, 2015; FRONZA, 2015).

Em 2009 surgiram então às resinas de preenchimento único de baixa viscosidade conhecidas como resinas “Bulk Fill”, apresentada pela empresa Dentsply, através de sua mais nova criação a resina Surefil SDR. Neste material, os fabricantes afirmavam que a mesma pode ser utilizada para preencher uma

cavidade de até 4 mm de profundidade. Este material apresenta um alto conteúdo de carga em média 68% do peso, já a baixa viscosidade é conferida pelo TEGDMA seu indispensável monômero, que produz uma menor contração de seu volume e uma menor tensão de polimerização na face adesiva, gerando assim menor deformação de cúspide. Sua quantidade de carga pode oscilar entre 60,7% a 85,3% em peso, seu grau de conversão vai de 43,6% a 76,5% e sua contração de volume entre 1,76% e 3,36% (JUNIOR, 2015).

As partículas de carga das resinas bulk fill apresentaram formato irregular, esferoidal ou cilíndrico de tamanhos variados, de 0,1 mm a 1 mm. Quanto à composição os principais elementos químicos identificados foram alumínio, bário e silício. Algumas resinas compostas bulk fill apresentaram características parecidas à resina composta tradicional, diversamente demonstraram resistência à flexão comparável à mesma, mesmo que essa resina ainda tenha apresentado o maior módulo de elasticidade. Portanto, quanto maior a tensão de contração de polimerização da resina composta, maior sua ação de formar fendas entre o dente e a restauração, não importando o sistema adesivo utilizado (FRONZA, 2015).

No que se refere à deformação plástica das resinas Bulk-fill em comparação com resinas convencionais, alterando seu armazenamento em água e a seco, foi concluído que a deformação plástica de todas as resinas aumentou com o armazenamento em água destilada e que as Bulk fill exibiram grau de deformação plástica aceitável e dentro da média das resinas convencionais. (EL-SAFETY *et al*, 2012).

Verificou-se a força de adesão entre a Bulk fill e a estrutura dental, comparado a resinas micro híbridas em preparos cavitários de dentes posteriores, com variações na espessura dos incrementos do material, e então, notou-se que houve adesão satisfatória quando utilizado as resinas Bulk fill independente da técnica e profundidade da cavidade. Por outro lado constataram-se falhas nas resinas convencionais quando utilizadas em maior espessura. (VAN ENDE *et al*, 2013).

Um estudo comparativo em condições ideais de fotopolimerização das propriedades físico-mecânicas foi realizado com resinas compostas fluidas, Bulk fill e convencionais. Os resultados encontrados demonstraram que as resinas Bulk fill tiveram propriedades mecânicas inferiores às convencionais e melhor que as fluidas convencionais. Conclui-se que a redução do tempo e a melhor conveniência em

utilizar grandes volumes de material é uma vantagem das resinas Bulk fill, mas deixam a desejar em relação às suas propriedades mecânicas em relação às convencionais. (LEPRINCE *et al*, 2014).

Três marcas de resinas do tipo Bulk fill (Bulk Fill RBCs, Tetric EvoCeram Bulk Fill e SonicFill™), foram analisadas quando a sua profundidade de polimerização, variando o tempo e a potência do aparelho fotopolimerizador. Observou-se então que para todos os compósitos o tempo de 20s de exposição é suficientemente capaz de polimerizar bases de até 4 mm de profundidade. (ILIE, STARK, 2014).

A resina intitulada como de incremento único tem como indicações específicas para restaurações de classe I e II, são fotopolimerizáveis e tem de ser cobertas por uma única camada de resina composta convencional com o interesse de possibilitar uma maior resistência à restauração. Este procedimento é importante já que a resina bulk fill apresenta menor parte de carga inorgânica e menor resistência, além disto, a resina convencional proporciona uma reprodução mais satisfatória da anatomia dental. Porém, não existem investigações clínicas que comprovem que estas classes de resinas realmente possuem melhor adaptação marginal que outros materiais restauradores (SANTOS, 2015).

As vantagens dos compósitos Bulk fill uma vez que o tempo clínico para sua realização é reduzido, podem ser utilizadas em volumes de até 4 mm sem que haja comprometimento do resultado final. A menor viscosidade presente neste material proporciona como vantagem uma maior facilidade de aplicação (LEPRINCE *et al*, 2014). Com isso, resinas fluidas são indicadas como base e preenchimento entre a interface dente/restauração. Porém, o elevado conteúdo orgânico presente neste material também pode apresentar desvantagens por possibilitar uma maior contração de polimerização e diminuir a sua resistência ao desgaste (KUGEL, 2000).

O objetivo do presente trabalho foi avaliar através de uma revisão de literatura conjunto de artigos, as principais propriedades da resina bulk fill, levando em consideração aos aspectos relacionados principalmente com as características do material, contração de polimerização e flexão de cúspide gerada durante a restauração.

2 OBJETIVOS

Objetivo Geral

Este trabalho teve como objetivo revisar a literatura sobre as restaurações com resina bulk fill.

Objetivo específico

Este estudo teve como objetivo avaliar através de revisão descritiva da literatura levando em consideração aspectos relacionados com a contração de polimerização, características do material e flexão de cúspide gerada durante a restauração.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Foi realizada uma revisão da literatura com base em artigos científicos da língua inglesa, publicados a partir do ano de 1990 a 2017 na base de dados PubMed, além da busca manual de informações pertinentes ao assunto em livros. Na pesquisa virtual as palavras chaves utilizadas (key-words) com base no DECS e MESH foram: resin composite, bulk fill, cusp deflection. Foram feitas associações das palavras chaves utilizando os operadores booleanos (and, or ou not).

4 REVISÃO DA LITERATURA

Boaro *et al* (2010), realizou esse estudo com a finalidade de comparar os compósitos de baixo encolhimento atualmente disponíveis com outros em relação ao estresse de polimerização, encolhimento volumétrico (total e pós-gel), taxa de encolhimento e módulo de elasticidade. Apesar dos inegáveis avanços tecnológicos introduzidos durante essas quatro décadas, o encolhimento volumétrico que acompanha a polimerização em crescimento de cadeia de monómeros de dimetacrilato permanece preocupado com o desempenho clínico das restaurações compostas. A polimerização composta pode ser dividida em fases pré e pós-gel. Na fase pré-gel, as espécies reativas apresentam mobilidade suficiente para reorganizar e compensar o encolhimento volumétrico sem gerar quantidades significativas de estresses internos e interfaciais. Após a gelificação (fase pós-gel), a formação de uma rede polimérica semirrígida dificulta a deformação plástica. Como conseqüência, o encolhimento contínuo da polimerização em associação com o desenvolvimento do módulo elástico gera tensões dentro do material, na interface dente / restauração e na estrutura do dente. Foram testados dez compósitos, sete eram BisGMA e os demais monômeros dimetacrilatos convencionais. Em geral os compósitos considerados como de baixo encolhimento apresentaram estresse de polimerização e seus determinantes na mesma faixa que os obtidos pelos compósitos regulares. Especificamente quanto ao encolhimento pós-gel, a única exceção foi EL, o que, de fato, apresentou o menor valor encontrado neste estudo. VD e LS também apresentaram baixa contração pós-gel, mas semelhantes aos mostrados pelos compósitos microfilled (HM e DF). AP e ND, no entanto, desenvolveram o encolhimento pós-gel semelhante aos outros compósitos micro-híbridos. Os resultados do presente estudo indicam que um encolhimento de baixa volumetria não corresponde necessariamente a um desenvolvimento de estímulo de baixa polimerização. Por exemplo, o módulo de flexão inicial elevado mostrado por LS, também relatado anteriormente, pode explicar seu alto valor de estresse de polimerização, apesar do encolhimento volumétrico baixo (pós-gel e total). De fato, o comportamento do composto à base de silorano diferenciou-se dos compósitos à base de dimetacrilato testados, que foi esclarecido pelos coeficientes de regressão do estresse versus retração pós-gel.

Ferracane (2011), em um estudo de revisão bibliográfica relata que os compósitos de resina são utilizados para diversas finalidades e aplicação em odontologia, restauração, revestimentos de cavidades, selantes de fósulas e fissuras, núcleos, onlays, coroas, restaurações provisórias, cimentos para próteses de dente único ou múltiplo, dispositivos ortodônticos, seladores endodônticos, dentre outros. Relatar o estado da arte nos compósitos dentários exige uma revisão sobre a formulação de materiais atuais sobre o potencial para desempenhos futuros, suas definições dos produtos comercializados nos dias de hoje e sua importância no uso clínico. Quanto aos tipos de compósitos dentários e seu desenvolvimento os compósitos dentários podem se diferenciar de acordo com suas necessidades individuais como restauradores, selantes, cimentos, materiais provisórios. Dentre os diferentes tipos de compósitos eles podem se diferenciar pela consistência sendo os compósitos fluidos dispensados por meio de seringa com orifício muito fino, já os compósitos de embalados são destinados a propiciar resistência a compactação. Dentre os materiais de compósitos podem se diferenciar pelas peculiaridades de seu preenchimento de reforço pelo tamanho de suas partículas. No que refere à composição dos compósitos dentários atuais os materiais nano híbridos tem representado o estado da arte em questões de fórmula e preenchimento. Para o desenvolvimento futuro tem verificado que, as pesquisas para melhorarem os preenchimentos têm buscado qualidade nas propriedades dos compósitos com a incorporação de fibras de vidro e partículas de nano titânio. Há pesquisas que incorporaram agentes antibacterianos e agentes remineralizadores em compósitos, como é o composto de resina que foi inserido aos compostos como clorexidina, flúor, oxidenocinopatas de zinco, partículas de polietilenoimina de amônio quaternário e monômero MDPB que eliminam bactérias ou inibem a formação de biofilme. As propriedades mecânicas dos compósitos dentários atuais são apropriadas para a cavidade oral. Porém, a preocupação são os hábitos parafuncionais que colocados em estresse elevado como o bruxismo, briqueamento. Quanto às melhorias futuras das propriedades físico mecânicas são difíceis de estabelecer, porém a cárie e fratura secundárias são as principais razões para a substituição da estrutura dentária, faz se necessário à busca por melhorias na tenacidade e a contração de polimerização. Os resultados clínicos dos compósitos dentários têm se revelado poucas limitações como a preocupação com manchamento marginal, perda da cor na borda em ocasião de elevado estresse. Pesquisas clínicas mostram bom desempenho, sendo

que as falhas anuais ocorrem em média de 2%, podendo demorar de 10 a 20 para apresentar alguma falha.

Gerhardt *et al* (2013), com a finalidade de analisar através de um estudo comparativo realizado com diferentes tipos de resina as propriedades mecânicas, superficiais e ópticas diante ao tamanho de preenchimento e se esse fator influenciaria ou não nesses quesitos. Foram investigados sete compósitos de resinas de marca distintas. Foi analisada também a resistência à flexão de cúspide, rugosidades, brilho e até mesmo mudança de cor. Sete resinas restauradoras curadas a luz comercial com diferentes tamanhos de enchimento, para fotoativação foi empregado uma unidade baseada em diodos emissores de luz com iluminação de 600 mW/cm². O brilho da luz, calculado pela DMC, foi confirmado com um radiômetro de mão. Foram confeccionados 20 espécimes em forma de barra de cada composto com um molde de aço inoxidável. O composto foi posicionado de forma única no molde, preenchendo o espaço, com tiras de acetato de celulose nos lados superior e inferior e o tempo de polimerização foi de 40 segundos em ambos os lados. Dez espécimes de cada composto estavam armazenados em seco e os outros dez em etanol absoluto, imerso por sete dias. Antes da análise mecânica, todos os espécimes imersos em etanol absoluto foram lavados e secados. O teste de flexão de três pontos foi conduzido com uma máquina (Instron 4411, Canton, MA, EUA) em uma velocidade de cruzamento de 0,5 mm/min, até o colapso total ou falha. O software foi fornecido com dados individuais de cada espécime que foi previamente medido com o aparelho digital (Digimess Instrumentos de Precisão, São Paulo, SP, Brasil). Cinco espécimes em forma de disco de cada composto foram feitos em um molde de aço inoxidável (8 mm de diâmetro x 2 mm espessura) e para obter uma superfície lisa de ambos os lados o material também foi polimerizado por 40 segundos. As medidas iniciais foram obtidas 24 horas após a polimerização e então foram armazenados em etanol durante 7 dias, lavado, seco e submetido para análises de propriedades de superfície novamente. Para analisar a rugosidade um ponta diamantada com velocidade constante de 1 mm/s e uma força de 6Mn foi passada em cada espécime, tendo seis varreduras de linha, 3 na horizontal e 3 perpendiculares. Como resultados apresentados os valores de armazenamento em seco e etanol de módulo de elasticidade (EM) para todos os compósitos de resina avaliados em estudo. Quanto ao armazenamento a seco, não houve diferença estatística entre os grupos testados. Em comparação com seco,

todos os materiais tendem a apresentar perda de EM em etanol, resultante da estrutura amolecida. Contudo, as comparações parciais de Tukey não verificaram informações específicas. As propriedades mecânicas diminuíram para todos os materiais quando submetidos à imersão em etanol. O aumento do tamanho do enchimento aumentou gradualmente os valores de EM, FS e rugosidade. Valores de brilho diminuíram e não afetou significativamente. Os compostos Nanofiller apresentaram maior brilho que os outros. E conclui-se que é possível determinar que o tamanho médio de enchimento seja um bom preditor apenas para FS e retenção de brilho.

Leprince *et al* (2013), com a finalidade de comparar, sob condições de polimerização, as propriedades físico mecânicas da maioria dos compósitos de preenchimento único atualmente disponíveis para os dois materiais compósitos convencionais escolhidos como referências, um "nano-híbrido" altamente preenchido e outro fluído. Os materiais utilizados na presente investigação são apresentados e colocados em um molde de Teflon de 2 mm x 2 mm x 25 mm e polimerizados por quatro irradiações sobrepostas de 40 segundos no lado da amostra superior para garantir propriedades mecânicas ótimas. A ponta de luz da luz LED de polywave Blue Phase G2 (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) foi colocada contra uma película de poliéster na superfície de amostra superior, a fim de minimizar os efeitos da inibição de oxigênio e a polimerização foi iniciada usando o modo de irradiação de alta potência (1050 mW / cm², medido pelo Bluephase Meter, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Após a fotopolimerização, as amostras foram cuidadosamente retiradas do molde e armazenadas secas durante 24 horas no escuro a temperatura ambiente (23° 1C) antes da análise, para garantir que o processo de polimerização fosse completo antes da análise. O módulo de elasticidade (E_{mod}) e resistência à flexão (sf) foi medido usando um teste de curvatura de três pontos. As amostras (n = 5) foram carregadas em uma máquina de teste universal (Instron 5566, High Wycombe, Reino Unido) a uma taxa de deformação de 0,75 mm/min até a fratura ocorreu como recomendado em ISO4049 e como descrito anteriormente. Foram realizadas medidas de microdureza de Vickers sobre as amostras fraturadas recuperadas das análises anteriores (VHN seco) (n = 5). Uma carga de 200 g foi aplicada durante 30 segundos na superfície superior usando um testador de microdureza Durimet (Leitz, Wetzlar, Alemanha). Uma vez que essa superfície estava em contato direto com uma película de poliéster

que proporcionava um brilho uniforme da superfície, nenhum polimento foi realizado. O comprimento da diagonal de cada indentação foi medido diretamente usando uma lente de olho graduada. O número de dureza de Vickers foi calculado como descrito anteriormente. As mesmas amostras foram então imersas em etanol puro por 24h, antes de medir a microdureza (Etanol VHN). A relação entre etanol VHN e VHN seco (%) foi utilizada como indicação da densidade da rede. A análise termogravimétrica foi utilizada para determinar a fração em massa de enchimento. Os compostos de resina foram sujeitos a um aumento de temperatura de 30 a 900 8C à razão de 10 8C/min seguido de arrefecimento a temperatura ambiente. A fração inorgânica foi determinada pela proporção da massa final e inicial da amostra ($n = 3$). O grau de conversão (DC, em %) foi medido na superfície de amostra superior ($n = 3$) usando um Espectrômetro Raman (DXR Raman Microscope, Thermo Scientific, Madison, WI, EUA). As amostras foram excitadas a 780nm por um laser de diodo de modo único com frequência em um objetivo de microscópio e os espectros foram obtidos na região 1600 cm^{-1} , com as seguintes condições: microhole, 50; Tempo de irradiação, 60 s; Número de acumulações, 5; Grade 400 linhas/mm. A DC foi então calculada com base na diminuição da intensidade do pico correspondente aos grupos C=C de metacrilato a 1640 cm^{-1} em comparação com a amostra não curada; O pico aromático a 1610 cm^{-1} foi utilizado como padrão interno. Os dados foram analisados por ANOVA e teste de Tukey ($p = 0,05$). A análise de regressão linear multivariada foi realizada para estudar a relação entre as propriedades investigadas. Dessa forma as propriedades mecânicas dos compósitos de preenchimento único foram principalmente menores em comparação com o material convencional de alta viscosidade e, na melhor das hipóteses, comparáveis ao compósito convencional. As correlações lineares das propriedades mecânicas investigadas foram precárias com o grau de conversão ($0,09 < R < 0,41$) e bom com o teor de enchimento ($R > 0,8$). O amaciamento no etanol revelou diferenças na densidade da rede de polímeros entre os tipos de material. Portanto dadas as propriedades mecânicas mais baixas da maioria dos materiais de enchimento a granel em comparação com um composto nano-híbrido altamente preenchido, seu uso para restaurações sobre alta carga oclusal está sujeito à cautela. Além disso, a tumescencia de alguns dos materiais de preenchimento a granel pode ser um motivo de preocupação, o que ressalta o requisito crítico para um material de revestimento, não só para melhorar a qualidade

estética do material intransecente, mas também com o devido impacto de degradação.

Bicalho *et al* (2014), com a finalidade de estudar restaurações com perda estrutural devido à sua estética e propriedades físicas. No entanto, as restaurações têm encolhimento de polimerização como problema inerente que pode causar estresses residuais em o dente, mesmo quando não está em função. Sinais clínicos que foram associados à polimerização o estresse de encolhimento inclui adaptação inadequada em interface dente / restauração, micro-cracking, pós-operatório, sensibilidade, microinfiltração e cárie secundária. Essas questões são muitas vezes responsáveis pela substituição de restaurações em dentes posteriores. Mudanças nas formulações de materiais e técnicas restauradoras, visando a redução volumétrica contração e contração do estresse, têm sido o abordagens primárias para reduzir o desenvolvimento de stresses residuais. Nesse estudo a resina composta foi moldada em um hemisfério e colocada em cima de um biaxial medidor de tensão, que mediu o encolhimento em duas direções perpendiculares. Assim as tensões foram médias, uma vez que o material as propriedades eram homogêneas e isotrópicas em uma escala macro. O composto foi polimerizado usando uma unidade quartz-tungstênio-halogênio com a ponta de luz colocada em 1 mm de distância da superfície do compósito. Os resultados do presente estudo confirmaram que a magnitude e distribuição do encolhimento residual os estresses na interface restauração/dente dependiam do encolhimento pós-gel do material compósito e módulo de elasticidade, bem como a técnica de enchimento utilizada. Dessa forma ao restaurar um dente com grande cavidade, aumentando o número de incrementos e o uso de materiais com valores elevados de encolhimento pós-gel e módulo de elasticidade resultou em estresses mais elevados no dente remanescente estrutura e na interface dente/restauração. A combinação de um baixo compósito de encolhimento pós-gel e uma técnica que adequadamente polimerizou a restauração, tais como incrementos que são grandes suficientes, mas não superior a 2 mm de espessura, pode minimizar os efeitos negativos do encolhimento residual que enfatiza sem prejudicar as propriedades mecânicas de compósitos.

Garapati *et al* (2014), com a finalidade de avaliar a deflexão de cúspide em cada estágio de polimerização para a restauração incremental de padrões cuja cavidades são grandes, por exemplo MOD, e também avaliar a microinfiltração

cervical. Foram utilizados 18 pré-molares superiores extraídos em que cada um foi restaurado com resina quimicamente ativada. Utilizou-se um indicador para medir largura e comprimento. As dimensões foram usadas para distribuir os espécimes em três grupos (A, B e C), cada grupo constituído por seis dentes, assim preparou-se a cavidade MOD de acordo com as especificações padronizadas. Os grupos A e B foram restaurados com P60 e Filtek supreme (3M, ESPE), respectivamente, com sistema de ligação conjunta (Scotch Bond 1; 3M ESPE). Os dentes pertencentes ao Grupo C foram restaurados usando um material ormocer (Admira: Voco) juntamente com o agente de ligação Admira bond (Voco). As cúspides palatinas foram aproximadas do receptor de uma reflexão compacta após o preparo da cavidade em todos os dentes extraídos. Os dentes foram restaurados depois de avaliar a base com a caixa mesial aproximada, estendendo o compósito em incrementos contra uma matriz de seção firmemente contra os aspectos aproximados dos dentes. A colocação foi realizada em incrementos triangulares, cada incremento foi polimerizado usando uma unidade LED por 40s. Durante cada estágio de polimerização, a medida de deflexão foi registrada. A seção vertical de todos os dentes restaurados foi feita através do meio sagital em um plano mesio-digital. As seções de dentes pertencem aos três grupos foram absorvidos em 0,25% de corante de fusão básico durante 24h. Todas as seções dentárias pertencentes aos três grupos equipados para microinfiltração testado e termociclados. Essas seções foram examinadas em estereomicroscópio na ampliação 25x e foi registrado grau de microinfiltração da cavidade gengival. Adequadamente, o grau de microdureza da margem cervical foi marcado. Foram realizadas estatísticas descritivas usando técnica de ANOVA e pós-grupo de pares de Tukey. A microinfiltração resultante foi analisada usando ANOVA não paramétrico unidirecional. Assim obteve-se que a deflexão de cúspide foi o melhor para Filtek P60 e pior para Filtek Supreme. Para a microinfiltração, nenhum dos materiais foi identificado com menor microinfiltração gengival. E assim os menores valores de deflexão de cúspide com filtek supreme pode ser devido à química da resina e também ao tamanho do preenchimento. Portanto, esse nanocompósito poderia ser a primeira escolha de material para uso em grandes restaurações estéticas.

Illie *et al* (2014), com a finalidade de avaliar o efeito das condições de polimerização - tempo de exposição, modo, densidade de energia e distância de exposição - nas propriedades mecânicas dos compósitos baseados em resina de

preenchimento único (RBCs) de alta viscosidade, medidos em profundidades de enchimento clínicas simuladas. Três tipos de resina bulk fill de alta viscosidade foram investigados avaliando a variação nas propriedades micromecânicas (HV e E) como função de profundidade, modo de irradiação e distância de exposição (0 e 7 mm). Uma unidade de polimerização LED azul-violeta (VALO, Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, EUA) foi, portanto, usado em diferentes modos de polimerização e tempos de exposição: padrão modo de energia (5, 20 e 40 s), modo de alta potência (3, 4 e 8 s), e modo plasma (3 e 6 s) e duas distâncias de exposição (0 e 7 mm), resultando em 16 formas diferentes de polimerização para cada material. Dessa forma obteve-se que a maior quantidade média de irradiação foi entregue com a unidade de luz ajustada no programa de plasma, enquanto que os programas de potência de alta potência e padrão foram entregues ao longo das distâncias medidas 48-53% e 32-39% desse nível de energia. Um padrão semelhante na variação da irradiância com o aumento da distância entre a unidade e a superfície da amostra foi observado em todos os três programas, enquanto a irradiância mostrou um máximo a 2 mm de distância da superfície do sensor, medido em 1272 mW/cm² na potência padrão modo 1939 mW/cm² no modo de alta potência e 3797 mW/cm² no modo plasma. A irradiância que atingiu a superfície da amostra sob as condições de cura analisadas diminuiu de 1176 mW/cm² (0 mm) para 646 mW/cm² (7 mm) no modo de energia padrão, de 1766 para 875 mW/cm² no modo de alta potência e De 3416 a 1750 mW/cm² no modo de plasma. A distribuição espectral em cada modo revela dois picos a 457 nm e 400 nm que diminuem com o aumento da distância de exposição. O efeito do material do parâmetro mostrou-se significativo em todas as propriedades medidas ($p < 0,05$; η^2 parcial -squared h^2 P $\frac{1}{4}$ 0: 492 para E, 0,562 para HV e 0,087 para DOC). Dentro de um material, a força do efeito dos parâmetros de energia. Assim as resinas do tipo bulk fill de alta viscosidade reagem de forma diferente às condições de polimerização analisadas, dependendo da sua estrutura e composição. Geralmente, observou-se um aumento no DOC com maior densidade de energia em todos os materiais, enquanto que o preenchimento de x-trate semeou em uma condição de polimerização dada, valores comparáveis ou superiores de DOC como EvoCeram Bulk Fill, e ambos tiveram valores de DOC significativamente maiores que o SonicFill. Embora um limite de densidade de energia mais baixo possa ser calculado a partir de medições de DOC, permitindo uma colocação em massa de material de 4 mm que foi de 5,88 J/cm² para

EvoCeram Bulk Fill, 7,0 J/cm² para x-trafil e 23,51 J/cm² para SonicFill - para Mantenha as propriedades mecânicas em profundidade, recomenda-se uma densidade de energia de pelo menos 23,51 J / cm² para EvoCeram Bulk Fill e x-tra fil e 47,03 J/cm² para SonicFill, respectivamente.

Jang *et al* (2014), com a finalidade de avaliar o comportamento da profundidade de polimerização das resinas recentemente introduzidas, ou seja as resinas de preenchimento único para uso em dentes posteriores. Seis marcas desses materiais foram analisadas. Quanto ao encolhimento linear gerado durante uma polimerização do composto, os espécimes foram medidos usando um Linómetro, uma fixa quantidade de composto foi pressionada entre um copo de alumínio para produzir espécimes 1,5 mm de espessura e 4,5 mm de diâmetro. A ponta de (LVDT) foi colocado no centro do vidro com pressão constante e foi ajustado para zero. A unidade de polimerização foi posicionada e utilizou-se uma intensidade luminosa de 700 mW/cm². O espécime foi então polimerizado durante 40 segundos. Durante a polimerização, a distância de deslocamento do disco foi medida a cada 0,5 segundos para 120s; o deslocamento foi causado pelo encolhimento linear do material composto. Já em relação ao estresse de encolhimento os espécimes foram medidos usando um dispositivo (R & B Inc). Uma haste de aço do dispositivo foi colocada 1 mm acima do disco acrílico para garantir uma espessura constante do espécime. O espécime foi então polimerizado por 40 segundos. O esforço de contração de polimerização da amostra "A" foi medida por uma célula de carga conectada à haste de metal e ao computador. Os dados foram gravados a cada 0,5 segundos por 180 segundos. E por último analisou-se a profundidade de polimerização por Vickers utilizando um molde de poliacrílico opaco (Dentsply Caulk), 4 mm com um diâmetro interno de 4 mm, em que o molde foi colocado sobre um slide de vidro coberto com uma tira de Mylar, a superfície superior do molde foi preenchida com compósito e foi coberto com uma tira de Mylar, seguido por um slide de vidro. Então, o espécime foi polimerizado por 20 segundos, mantendo a ponta do foto em contato com a espessura de 1,2 mm deslizando para garantir uma distância constante do espécime. Após a polimerização, cada espécime foi removido do molde. Os espécimes foram armazenados em água destilada durante 24 horas à temperatura ambiente. Posteriormente, a dureza da superfície superior e inferior de cada amostra de 4 mm de altura foram medidos

usando instrumento de microdureza Vickers (HMV-2, Shimadzu, Kyoto, Japão). O indentador de medição foi pressionado para o composto usando uma carga de 4.903 N por cinco segundos. A dureza de superfície Vickers (HV) foi medida em três pontos de cada espécime para minimizar erros dentro de um espécime. O DOC, geralmente reconhecido como a espessura do compósito que é adequadamente polimerizado, ou melhor, como a profundidade onde HV é igual ao valor de superfície multiplicado por um rácio arbitrário, geralmente 0,8 (HV-80%), foi calculado. Portanto, cada espécime HV do menor a superfície foi comparada com o valor da superfície superior e foi notado quando caíram abaixo de HV-80%. De resultados obteve-se que a quantidade de polimerização gerando encolhimento dos espécimes compostos após a fotoiniciação diminuiu na seguinte ordem: Grupos TF e GUF. VBF. SDR. FS e TBF (p, 0,05). Em todos os grupos, a curva do gráfico de retração foi íngreme nos primeiros 20 segundos, o que coincide com o tempo de polimerização, seguido de um aumento gradual. O estresse de contração de polimerização diminuiu na seguinte ordem: Grupos GUF. TF e VBF. SDR. FS e TBF (P, 0,05). A análise de correlação de Pearson mostrou que com respeito à tensão de encolhimento, estresse de encolhimento esta correlacionado significativamente ($r = 0,890$). O valor médio de encolhimento linear e o estresse de encolhimento de polimerização para cada grupo de teste diz que o maior foi TF enquanto o menor TFB. E quanto à profundidade de polimerização todos os compósitos, exceto VBF, mostraram-se significativamente mais baixos valores HV para a parte inferior em comparação com o topo superfície (p, 0,05). Entre os compósitos de preenchimento único, a superfície inferior HV de SDR e VBF, que foram os fluidos de enchimento único excederam HV-80%. Contudo, TBF e GUF, que foram preenchidos com resina bulk fill, respectivamente, não conseguiu alcançar HV-80%. Assim devido a sua limitação a alternativa de utilizar este compósito não chega a ser tão viável e espera-se que estudos adicionais de restaurações ao longo prazo. Ressaltando a importancia da avaliação clínica para avaliação final dos resultados obtidos.

Do *et al* (2014), com a finalidade de estudar a flexibilidade das tensões de contrações de polimerização, a profundidade de polimerização e integridade de união dos compósitos de preenchimento único e compósito convencional de controle, avaliaram o compósito convencional Filtek Supreme Ultra (3M ESPE, St. Paul, Minn., USA) e três compósitos de preenchimento único bulk fill: Filtek bulk-fill

(3M ESPE); Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivodent, Schaan, Leichtenstein); Venus Bulk-fill (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Germany). Foram utilizados no estudo um scanner tridimensional para medir a deflexão de cúspide dos dentes restaurados, corante para avaliar a penetração à estrutura dental e um teste de microdureza para avaliar profundidade de polimerização das restaurações. Removeram-se cárie de 2° e 3° molares permanentes, conservaram em acetato de formalina a 10%, sendo sete grupos de quatro dentes, todos molares mandibulares ou todos molares superiores com forma e tamanho similar. Os preparos mésio-ocluso-distal (MOD) de 4 mm de largura e 4mm de profundidade foram realizados com o alta rotação, broca carbide 245 sob irrigação constante pelo mesmo operador. Após realizar o preparo dos dentes, 15 minutos depois os mesmos foram escaneados em 8 ângulos diferentes para criar uma superfície digitalizada. Após a reidratação por cinco minutos, os dentes preparados foram condicionados durante 20 segundos, enxaguados por 20 segundos e secados com a seringa pneumática. Cada grupo de quatro dentes foi restaurado por quatro compósitos, sendo um convencional e três Bulk-Fill. O sistema adesivo de condicionamento total foi usado conforme orientações do fabricante e fotopolimerizado na face mesial e distal, metade da direção oclusal com um equipamento de polimerização de luz halógena quartzotungstênio, a luz de polimerização medida com um radiômetro tinha intensidade de 450 mW/cm². O composto convencional da Filtek Supreme Ultra foi adicionado e polimerizados em dois incrementos horizontais de 2 mm de espessura, sendo camada fotopolimerizada em 20 segundos para mesial e 20 segundos para distal. Foram realizadas restaurações com um incremento e polimerizado da mesma forma 20 segundos mesial e 20 segundos distal. Todas as restaurações foram limpas com algodão e álcool para remover a camada inibida de oxigênio e reidratada por 20 minutos antes da varredura de restauração. Na análise de flexão de cúspide lingual e vestibular foram calculadas a partir de alteração de volume por meio de um software e os resultados estatísticos com um nível de significância de 0,05. Quanto à penetração do corante após restauração dos dentes o ápice foi fechado com cera utilidade e as raízes foram cobertas por esmalte de unha um milímetro acima da junção cimento esmalte. Os dentes foram mergulhados em fuchsin básica 0,5% por 20 horas e cortados no sentido vestibulo lingual em duas partes sendo que uma metade de cada dente foi incorporada resina ortodôntica e seccionado vestibulo lingual a cada milímetro para medir a penetração de corante, sendo que cada dente

foram 3 a 4 fatias. Foi obtida uma imagem digital de cada fatia com um microscópio e uma câmara CCD. Na margem oclusal a penetração de corante foi avaliada por dois avaliadores por meio de um software de análise de imagem (Stream basic 1.6.1 Olympus Soft Imaging Solution GmbH, Munster, Alemanha). Se a diferença de resultados entre os dois avaliadores forem inferior a 10% os valores foram calculados por média. No que se refere à microdureza da restauração foi medida usando um testador de dureza (QV-1000 Micro Dureza Tester, Qualitest USA LC Fort Lauderdale, Florida EUA), as penetrações foram feitas ao longo do eixo no centro da restauração a 0,5, 1,0, 1,5, 2,0, 2,5, 3,0, 3,5 mm da superfície oclusal. Os resultados revelaram que todos os compósitos causaram flexão da cúspide lingual oscilando entre 10,4 a 13,6 μm . Não houve diferença estatística na flexão de cúspide entre os compósitos. A penetração de corante nas margens oclusais variou de 8,9 e 14% das alturas das paredes não houve diferenças estatísticas significantes entre os quatro grupos. O compósito convencional Filtek Supreme e Tetric EvoCeram tiveram maiores valores de microdureza quando comparados aos compósitos Filtek Bulk Fill e Venus Bulk Fill. Com o aumento da profundidade não houve diminuição significativa da microdureza em nenhum dos quatro compósitos. Os autores concluíram que a flexão de cúspide gerada pela contração de polimerização, e a integridade de união não apresentaram diferença entre os dentes restaurados com compósito de preenchimento único e compósito convencional incremental. Compósitos Bulk Fill polimeriza até uma profundidade de 4 mm de restauração.

Francis *et al* (2015), com o propósito de estudar a inserção única do compósito de base fluida em três aspectos crucial, extensão de polimerização, flexão de cúspide e integridade de união. Analisaram uma amostra de 24 molares humanos removidos e conservados em acetato de formalina 10% em 8 grupos de 3 dentes com tamanho e forma semelhante. O tamanho dos dentes foi norteado conforme estudos previamente publicados. Oito dentes por grupo de amostra estabelece confiança de 95% para identificar uma discrepância de desvio padrão de 0,7 entre os grupos. Os dentes da amostra tiveram suas raízes protegidas em anéis de aço inoxidável para remoção de biofilmes residuais e condicionados com ácido fosfórico 37% para obter uma superfície adequada para varredura óptica. Os dentes foram mantidos em água durante o experimento, exceto no momento da varredura. Grandes cavidades cavidade mésio-ocluso-distal (MOD) foram preparadas com uma broca 245 com um motor alta rotação em refrigeração constante de água. A largura

da cavidade foi mensurada com uma pinça digital e a altura medida com uma sonda periodontal. Logo em seguida as dimensões da cavidade e da cúspide foram obtidas por meio de um software de análise de imagem com um estereomicroscópio. A largura vestibulo lingual foi de $4,23 \pm 0,13$ mm a profundidade de $3,80 \pm 0,32$ mm. A largura e altura não estatisticamente significantes entre os três grupos (análise de variância [ANOVA], $p = 0,9373$ e $p = 0,5798$, respectivamente). As larguras cuspídias resultantes não foram estatisticamente significantes, diferentes nos lados vestibular e lingual (ANOVA, $p = 0,5452$) ou entre grupos (ANOVA, $p = 0,6413$). Após 15 minutos dos preparos os dentes preparados foram colocados nos anéis de aço e digitalizados com um scanner óptico (Comet xS 3D Optical Digitizing System, Steinbichler Vision Systems, Neubeuern, Germany). Cada ponto da superfície digitalizada foi medida com precisão de 5 μm , os pontos mensurados estavam separados por 60 μm . Referente ao processo restaurador foi usado condicionamento ácido com ácido fosfórico a 34% (Dentsply Caulk, Milford, DE, USA) por 15 segundos, enxaguados com água e secado com papel absorvente s (Kimberly-Clark, Roswell, GA, USA). Em seguida aplicou-se o Prime & Bond Elect (Dentsply Caulk) e atritado por 5 segundos. A metade mesial e distal do preparo foi polimerizado por 10 segundos cada, com uma luz de intensidade de 600 mW/cm^2 segundo radiômetro (Model 100, Demetron Research Corp, Danbury, CT, USA). Foram distribuídos aleatoriamente 3 dentes de cada grupo para serem restaurados da seguinte forma: dois incrementos de 2 mm horizontais com g Esthet X HD (Dentsply Caulk) como controle; dois incrementos horizontais de 2 mm usando a Surefil SDR Flow (Dentsply Caulk); um de preenchimento em massa de 4 mm usado a Surefil SDR Flow, sendo que cada metade mesial e distal do incremento único foram polimerizado por 20 segundos cada uma das direções e uma oclusal. As superfícies foram limpas com algodão e álcool para remover a camada inibida de oxigênio. Após 20 minutos de água os dentes restaurados foram digitalizados com scanner óptico. Quanto à análise da flexão de cúspide a varredura de base e de restauração, foi alinhada usando o software (Copyright Regents of the University of Minnesota). A deformação de cúspide foi calculado por meio de software CuspFlex personalizado. A flexão de cúspide foi estabelecida para a superfície vestibular e lingual entre as cúspides e o nível do assoalho pulpar. A deformação média de cada superfície vestibular e lingual foi calculada a partir da variação de volume, a flexão foi à soma das deformações cúspide vestibular e lingual. No que se refere à

penetração do corante na interface oclusal foi feita uma avaliação para analisar a integridade de união entre material restaurador e preparo dentário. Foi realizada a digitalização dos dentes após a restauração e as margens de união receberam acabamento com fresas (LogicSet, Axis Dental Corp, Coppel, TX, USA). Os dentes tiveram o ápice radicular com cera utilidade e suas raízes receberam uma camada de esmalte de unha, logo em seguida os mesmos foram inseridos em um corante de solução de fuchsin básica a 0,5% por um período de 16 horas e seguidamente foram seccionados em duas partes no sentido vestibulo lingual. Uma parte foi usada para avaliação da integridade da união e a outra metade usada para avaliação da profundidade de polimerização. Foram separadas de 4 a 6 fatias de 1 mm para avaliação da integridade de união e cada fatia fotografada com uma câmera digital (SZX16 & UC30, Olympus, Tokyo, Japan). O percurso de corante nas margens oclusais tanto na interface vestibular quanto lingual foram mensuradas por dois operadores independentes por meio de um software para analisar a imagem (Stream Basic, Olympus Soft Imaging Solution GmbH, Munster, Germany), a divergência da mensuração entre os dois avaliadores quando maior que 10% entraram-se em consenso. Essa mensuração da distância de penetração do corante foi realizada por dente a altura da parede de cada face da cavidade foi mensurada a partir da margem oclusal até o assoalho da câmara pulpar. Na mensuração da profundidade de polimerização foi feita com a outra metade do dente um dia após a polimerização da restauração. A outra metade do dente foi incorporada em resina acrílica e suas superfícies polidas com papel de carboneto de silício de granulação 400 e 600 logo com pasta de alumina de 1 μm e 0,05 μm . Para o teste de rigidez vickers foi utilizado um teste (QV1000 Micro Hardness Tester, Qualitest USA LC, Fort Lauderdale, FL, USA) ao longo do material restaurador a cada 0,5 mm de oclusal até alcançar o assoalho da câmara pulpar, a força aplicada no indenter foi de 200 g em 15 segundos. As discrepâncias entre os grupos na penetração do corante, deformação cuspídea e valores de rigidez nas diferentes profundidades foram estatisticamente avaliados com ANOVA seguido de testes pós-hoc Student-Newman-Keuls (nível de significância 0,05). Os resultados deste trabalho revelaram que a resina Surefill SDR Flow tanto de forma incremental quanto em incremento único gerou uma menor deformação de cúspide quando comparado a Esthet X HD. No que se refere ao espaço de penetração do corante este foi menor que 3% da profundidade das paredes e estatisticamente não apresentou diferenças significantes entre os

grupos. As imagens (uma de cada grupo) dos cortes vestibulo lingual dos dentes restaurados apresentaram nenhuma ou pouca infiltração de corante. Quanto a rigidez vickers nas diferentes profundidades de restauração a Esthet X HD exibiu maior dureza do que a Surefil SDR Flow. A Esthet X HD polimerizada de forma incremental apresentou maiores valores de rigidez na superfície de cada incremento antes de reduzir gradualmente à medida que aumentava a profundidade. A Esthet X HD apresentou valor de dureza menor na inferior de cada incremento quando comparados com valores próximos do topo do incremento. Para Surefil SDR Flow tanto incremental ou incremento único não apresentou diferenças estatísticas significante em nenhuma das profundidades (Student-Newman-Keuls post-hoc test, $p, 0.05$) e não mudaram a rigidez no percurso de 4 mm de profundidade da restauração. Com base na pesquisa os autores concluíram que a deformação de cúspide foi menor com os compósitos fluido de incremento único do que nos compósitos convencional polimerizados por incremento. O preenchimento único ou incremental não apresentou diferenças relevantes na deformação de cúspide quando o compósito é base fluida. A polimerização da restauração do composto de base fluida se deu ate 4 mm independente de sua inserção, única ou incremental, ja no compósito convencional polimerizado gradativamente ocorre uma redução para o fundo de cada incremento. A técnica de preenchimento único pode ser usada pelos clínicos sem afetar a profundidade de polimerização ou aumentar o estresse de contração de polimerização.

Labib *et al* (2015), com o propósito de estudar a deformação cuspídia em premolares restaurados com compósito de resina de baixa contração. Para tal pesquisa foram selecionados 40 premolares removidos por indicação ortodôntica e conservados em solução salina normal. Os dentes escolhidos foram inseridos 3 mm abaixo da junção cimento esmalte em um molde acrílico com medidas de 15 mm de diâmetro interno, 25 mm de diâmetro externo e uma altura de 20 mm. Os dentes fixados foram preparados com uma cavidade MOD à caixa distal e mesial foram alargada em 0,5 mm no sentido vestibular e as paredes axial e gengival a largura era de 1 mm e a largura e altura das parede pulpar era de 2 mm por 3 mm o sulco central foi o ponto de referencia para profundidade da cavidade. A referência para mensuração da amostra antes e depois do procedimento eram duas pontas de metal tips (cut from dental needle C-K Ject, Korea, Queens Singapore) sendo, 0,5 x 4 mm cada amostra, foi fixada com (Clearfill SE Bond) no sentido horizontal e

perpendicular ao longo eixo dente, sendo um vestibular e outro lingual. O final da ponta foi localizado em 2 mm além do contorno vestibular e lingual do dente para que serem anexada às sondas do microscópio durante a mensuração da deformação de cúspide. A amostra foi dividida em dois grupos iguais conforme a resina composta e logo subdividida em quatro subgrupos iguais, sendo o subgrupo A usando resina composta de baixa contração (Filtek™ P90 Silorane shade A2; 3M ESPE, St Paul, MN, USA) e seu sistema adesivo; subgrupo B usando compósito de baixa contração (Filtek P90 Silorane shade A2; 3M ESPE) com G-bond (GC, Tokyo, Japão); subgrupo C usando composto Filtek Z350 (3M ESPE) com G-bond (GC); e subgrupo D usando composto Filtek Z350 (3M ESPE) com AdheSE (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). A deformação cuspídea foi mensurada por meio de um microscópio universal (Carl Zeiss, Jena, Germany) e um microscópio horizontal (Universal-Langen messer; Carl Zeiss). Os movimentos das cúspides vestibular e lingual foram registrados em 2000 segundos e o valor medido em função do tempo foi mantido em um computador por meio de um quadro de aquisição de dados. Foi obtido dos pacientes o consentimento e o estudo foi aprovado pelo comitê de ética Universidade Al-Azhar, Faculdade de Medicina Oral e Odontológica, Egito (sob número 490/2013). A análise de variância unidirecional (ANOVA) foi usada para analisar as diferenças estatísticas entre os grupos seguida do teste pós-hoc Newman-Kuels (NK) em pares no nível de significância de $\alpha = 0,05$. Os resultados mostraram que o grupo C o valor médio registrado de deformação de cúspide ($414 \pm 22 \mu\text{m}$) seguido do grupo D ($408 \pm 38 \mu\text{m}$), em seguida o grupo B ($360 \pm 31 \mu\text{m}$), uma vez que o grupo A registrou valor médio para deformação de cúspide menor ($138 \pm 29 \mu\text{m}$). A deflexão cuspal (μm) ao longo do tempo para Filtek P90 Z350 juntamente com seu adesivo (Grupo A) foram de $3,5 \mu\text{m}$ em 5,7 minutos após a polimerização, $-0,7 \mu\text{m}$ em 11,5 minutos, $-0,5 \mu\text{m}$ em 17,3 minutos $0,4 \mu\text{m}$ em 23 minutos, $0,2 \mu\text{m}$ em 28,2 minutos e $-0,8 \mu\text{m}$ em 34,6 minutos. Já para Filtek Z350 com seu adesivo AdheSE (Grupo D) foram $-3,4 \mu\text{m}$ em 5,5 minutos após polimerização, $-4,3 \mu\text{m}$ em 11,18 minutos, $-4,1 \mu\text{m}$ em 16,7 minutos $-3,9 \mu\text{m}$ em 22,3 minutos $-5,3 \mu\text{m}$ em 27,9 minutos e de $-6,3 \mu\text{m}$ em 33,5 minutos após polimerização. Com base nos resultados obtidos os autores chegaram à conclusão que a composição do silorano na matriz dos compósitos de resina apresentaram resultados satisfatório no controle da deformação cuspídea.

Rosatto *et al* (2015), com a finalidade de estudar as propriedades mecânicas, quanto a dureza, módulo de elasticidade, contração pós-gel, compressão e resistência de tração e performance biomecânica da flexão de cúspide, identificação de fendas em esmalte, resistência à fratura e o estresse de compósitos de enchimento em massa em molares de classe II de restaurações méso-ocluso-distal (MOD) de que não haveria alteração biomecânica dos materiais de preenchimento Bulk-Fill ou convencionais. Para tal a pesquisa foram avaliadas quatro compósitos Bulk-Fill, onde, todas as resinas foram avaliadas sua resistência à compressão (CS), resistência a tração diametral (DTS). Foram restaurados dentes molares humanos com cavidade MOD, conforme informação do fabricante. Os dentes foram avaliados a flexão de cúspide, usando mediadores de tensão (CSt-Re) no momento de carga na oclusal de 100N (CSt-100N) e em fratura (CSt-Fr). A transiluminação foi usada para detecção de fenda em esmalte (Ect). Resistência à fratura (Fs) e fratura (Fm), foram avaliados a carga de compressão oclusal axial. A rigidez vickers (VH) e módulo de elasticidade (E) dos compósitos foram pesquisados nas diferentes profundidades usando uma dinâmica do recuo. Quanto às tensões de retração e as tensões durante a compressão de carga foram analisados pelos elementos finitos modificados Von Mises (mvm) e crítico modificado Von Misses. Quanto às resinas compostas foram avaliadas sete marcas comerciais, sendo quatro Bulk-Fill e três convencionais. As restaurações MOD foram realizadas por meio de técnica incremental (Filtek Z350XT, 3M ESPE) ou técnicas de preenchimento em massa (Filtek Bulk-Fill / Filtek Z350XT, 3M ESP; Venus Bulk Fill/ Carisma Diamante, Heraeus Kulzer; SDR/ Esthet-X HD, Dentsply; TetricEVoCeram e massa Fill, Ivoclar Vivadent) , conforme instruções do fabricante. No que se refere à seleção do dente e preparo da cavidade foi usado setenta e cinco molares humanos livres de cárie, os dentes selecionados deveriam ter um desvio no máximo 10% da média, entre 4,8 mm e 6,0 mm. O ligamento periodontal foi simulado por um material de impressão poliéter incorporado em resina de poliestireno até 2 mm da junção amelo dentinário para simular o osso alveolar. Os dentes foram limpos com taça de borracha e pasta pomes fina e água. Foram preparada cavidades MOD classe II em todos os dentes com uma ponta diamantada 3146, 4/5 da largura da intercúspide, profundidade de 4 mm na caixa oclusal e 1 mm na proximal. Os dentes foram divididos aleatoriamente em cinco grupos de 15, sendo 10 dentes restaurados por grupo foi usados para medição da tensão de cúspide e posteriormente avaliados por transiluminação,

fadiga mecânica, adaptação marginal, resistência à fratura por compressão e os outros cinco dentes restaurados foram utilizados para dureza VICKERS e módulo de elasticidade (E). No que diz respeito à flexão de cúspide as mesmas foram avaliadas com medidores de tensão PA-06-060CC-350L, Excel Sensores, Embú – SP, Brasil, possuía resistência elétrica de 350 V e um fator de medida de 2,07, o tamanho da grade de 21,02 mm². Dois medidores de tensão foram colocados na face vestibular e lingual, à base da cavidade MOD classe II, foram também fixado dois extensômetros a outro dente com o mesmo preparo de cavidade, os medidores de tensão foram acionados com adesivo à base de cianocrilato (super Bonder, Loctite, Itapevi-SP, Brasil). Após a realização dos preparos da cavidade, os dentes foram restaurados com resina bulk fill na região de dentina com 4 mm de espessura e em seguida 1 mm na região de esmalte. Os compósitos foram ativados por luz em dois incremento usando unidade de luz halógena de quartzo-tungstênio de 800 mW/cm²; Optilux501, Ker Mfg Co., Orange, CA, EUA) conforme recomendações do fabricante, sendo 40s para Filtek Bulk Fill e 20s para os demais compósitos. A resina Tetric EvoCeram Bulk Fill usada para restaurar a dentina e o esmalte no incremento de volume. As cavidades do grupo controle foram preenchidas pela técnica incremental de volume e resina convencional, por meio de uma matriz de teflon para padronizar cada incremento de resina antes de inserir na cavidade. Foi criado um simulador para representar premolares e molares adjacentes para propiciar a aproximação durante a restauração. Para detectar e rastrear as fissuras de esmaltes. Na detecção e rastreamento em fendas de esmalte foram avaliadas três amostras para identificar a presença de crescimento de fissuras no esmalte das cúspides lingual e vestibular. Foi realizada uma captura do dente intacto antes do preparo; após o preparo da cavidade e 24 horas após a restauração, as imagens foram efetuadas com uma câmera Nikon D60 e Nikkor 105 mm macro lente, Chiyoda, Toquio – Japão com um aumento de 1.5. Usando a transiluminação de luz LED (Photonita, P1050, Florianópolis, SC, Brasil) com a fibra óptica posicionada na oclusal do dente. Três avaliadores examinaram as imagens e as fendas já existentes foram diferenciadas das fendas geradas pela polimerização do compósito e foram classificadas em (I) não há fissuras visíveis, (II) fissuras visíveis menor que 3 mm e, (III) fissuras visíveis maiores que 3 mm. Após a avaliação de deformação de cúspide, foram realizados ciclos de mastigação para induzir a fadiga mecânica, as amostras foram colocadas em água a 37° C e ciclo de 120000 vezes de 0 a 50 N de carga compressão axial,

com uma esfera inox de 8 mm de diâmetro nas cúspides oclusais na frequência de 2Hz. Em um procedimento de fratura de cúspide (CSt-Fr), a resistência a fratura e tipo de fratura na carga axial de compressão da esfera de aço de 8mm de diâmetro a uma velocidade de 0,5mm/minuto em um ensaio universal com a máquina (DL2000, EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil) com 5000 N células de carga. Os grupos foram registrados em um medidor de tensão de 100N de carga, a carga necessária para causar fraturas na amostra foi registrada em um computador com dados de aquisição (TESC, EMIC). Os tipos de fraturas das amostras foram examinados por três operadores e em seguida atribuídos a uma das quatro categorias: (I) fraturas envolvendo uma pequena porção da estrutura coronal do dente; (II) envolvendo uma pequena porção de estrutura coronal dos dentes e a falha coesiva da restauração; (III) fratura envolvendo a estrutura dentária coesiva e/ou adesiva da restauração, com comprometimento radicular que podem ser restaurados em associação com a cirurgia periodontal; e (IV) fratura grave de raiz e da coroa, que requerem extração do dente. Referente a dureza vickers (VH) e o módulo de elasticidade (E) os cinco dentes restante de cada grupo foram analisados suas propriedades mecânicas (VH e E) dos compósito de resina em cinco profundidade. Sendo que cada dente restaurado foi cortado na região mesio-distal em duas partes com uma serra de precisão (Isomet 1000, Buehler. Lake Bluf, IL USA). Logo após selecionou uma parte aleatoriamente para examinar suas propriedades mecânicas, os espécimes foram incorporados em resina de metacrilato (Instrumentos de Medição Ltda, São Paulo, SP, Brasil). Antes de testes, as superfícies foram polidas com papéis de carboneto de silício (Granulação N ° 600, 800, 1200 e 2000, Norton, Campinas, SP, Brasil) e polidos com pastas de diamante metalográficas (6-, 3-, 1-, e 0,25-milímetros; Arotec, São Paulo, SP, Brasil). Após o polimento os espécimes foram limpos utilizando ultrassom por 10 minutos em água destilada. Usando um teste vickers indenter (CSM Micro-Dureza Tester, CSM Instrumentos, Peseux, Suíça), foram realizados cortes a cada 1,0 mm do 4,5 mm a 0,5 mm, a partir das paredes da polpa de restauração. As indentações foram realizadas com força controlada, carga de teste foi aumentado ou diminuído a uma velocidade constante entre 0 e 500 mN em intervalos de 20 s. A força máxima de 500 mN foi mantida durante cinco segundos. As medições foram expressas em VH aplicando o factor de conversão fornecido pelo fabricante. O módulo de indentação, comparável ao módulo de elasticidade (E), foi calculado a partir da inclina o da

tangente da curva de profundidade de indentação na força máxima. Foram testados dez espécimes para cada material, os materiais foram moldados em um hemisfério sobre um medidor de tensão biaxial (CEA-06-032WT-120, Measurements Group, Raleigh, NC, EUA) que mediu as deformações de contração em duas direções perpendiculares. Os valores de tensão medidos ao longo dos dois eixos foram calculados em média uma vez que os materiais foram homogêneos e isotrópicos em uma escala macro. Todos os materiais foram polimerizados à luz utilizando uma unidade de quartzo-tungstênio-halogênio (800 mWcm², Optilux 501, Kerr Mfg. Co.) com a ponta leve mantida em distância de 1 mm da superfície do compósito e a tensão os valores foram recolhidos durante 5 min. A resistência à tração compressiva e diametral (n = 10) de cada resina composta. A resina composta foi colocada num molde de Teflon cilíndrico para o ensaio de resistência à compressão (6 mm altura, 3 mm de diâmetro) ou o teste de resistência à tração diametral (2 mm de altura, 4 mm de diâmetro). Os corpos-de-prova para polimerização com compósitos de enchimento Bulk Fill foram 4,0 mm para o primeiro incremento e 2,0 mm para o segundo incremento e para o composto convencional, os espécimes foram polimerizados em três incrementos de 2,0 mm. A fonte de luz utilizada (Optilux 501, Kerr Mfg. Co) apresentou uma intensidade luminosa de 800 mW / cm² e foi aplicada tempos de polimerização recomendados. Em seguida a amostra foi armazenada em água destilada durante 24 h a 37 ° C. Os espécimes foram submetidos à resistência à compressão e à tração diametral em uma máquina de ensaio universal (DL2000, EMIC) a uma velocidade de 0,5 mm / min até ocorrer uma falha. A análise do cálculo de tensões residuais foi feita uma simulação bidimensional na região oclusal de uma restauração mesio-ocluso distal (MOD) com o assoalho da cavidade na mesma dimensão do teste experimental. O padrão geométrico foi baseado em um modelo de corte vestibulo-lingual de um molar encaixado em resina acrílica com dimensões similares aos dentes testes laboratoriais. As coordenadas foram obtidas Image J (domínio público, processamento de imagem baseado em Java e software de análise desenvolvido no National Institutes of Health, Bethesda, MD, EUA). As propriedades de materiais utilizados foram: esmalte elástico módulo 84 GPa e relação de Poisson 0,30; Módulo de elasticidade da dentina 18 GPa e razão de Poisson 0,23, respectivamente. A razão de Poisson foi escolhida para ser a mesma para todos os compósitos em 0,24. A análise de elementos finitos foi realizada utilizando MSC. Mentat (Pré-processador

e pós-processador) e software MSC. Marc (solver) (MSC Software Corporation, Santa Ana, CA, EUA). O número total dos modelos FEA foi de cinco para os diferentes materiais restauradores utilizados. Uma condição de deformação plana foi assumida para as secções transversais do dente (esmalte, dentina) e elementos de tensão planos para os compósitos. Após a contração de polimerização os modelos foram expostos a uma compressão axial de 100 N de carga com uma esfera simulada, como foi utilizada em testes laboratoriais. A compressão e resistência à contração do esmalte foram 384,0 e 10,3 MPa e para dentina 297,0 e 98,7 MPa, respectivamente. A flexão de cúspide, resistência à fratura, contração pós-gel, módulo e teste de dureza foram avaliados por distribuição normal (Shapiro-Wilk, $P > 0,05$) e igualdade de variâncias (teste de Levene), seguido por testes estatísticos. Foi realizado para CS, DTS, CSt em cada cúspide, resistência à fratura e valores de Shr Análise unilateral de variância (ANOVA). ANOVA unidirecional foi em uma situação de parcelas divididas para valores de E e VH, a trama representada pelo protocolo restauradoe e a subtrama representada pela profundidade da cavidade. As comparações múltiplas foram feitas usando o teste de Tukey. O modo de falha e o esmalte racham dados foram submetidos ao teste Qui-quadrado. Todos os testes empregaram $\alpha = 0,05$ nível de significância e todas as análises foram realizadas pacote estatístico Sigma Plot versão 13.1 (Systat Software Inc, San Jose, CA, USA). ANOVA unidirecional foi em um esquema de parcelas divididas para valores de E e VH, a trama representada pelo protocolo restaurativo ea subtrama representada pela profundidade da cavidade. As comparações múltiplas foram feitas usando o teste de Tukey. As rachaduras modo de falha do esmalte foram submetidas ao teste do Chi-Square. Todos os testes empregaram $\alpha = 0,05$ nível de significância e todas as análises foram realizadas pacote estatístico Sigma Plot versão 13.1 (Systat Software Inc, San Jose, CA, USA). Quanto aos resultados a resistência à compressão (CS) e a resistência à tração diametral (DTS) a ANOVA unidirecional revelou diferença entre as resinas composta avaliadas. O SDR e CS apresentaram valores semelhantes, como TEC. A média DTS e (desvio padrão) para os sete compostos ANOVA apresenta diferença entre as resinas compostas testadas ($P < 0,001$). A CHA e DTS apresentaram resultados semelhantes a Z350XT e valores maiores que os compósitos. A Z350XT e DTS apresentaram valores maiores que FBF e TEC. Os valores de Shr segundo a ANOVA unidirecional mostrou diferença estatística entre os compósitos ($P < 0,001$). Quanto a contração volumétrica a Z350XT apresentou maior

valor e SDR o menor valor. No que se refere aos valores de flexão de cúspide na técnica de preenchimento restaurador em uma simulação de 100 N de carga máxima a cúspide lingual apresentou maior deformação quando comparada a cúspide vestibular. Em CS durante o processo restaurador, o grupo de Z350XT apresentou maior deformação de cúspide do que os demais grupos. Na análise na fenda de esmalte a maioria dos dentes não apresentaram rachaduras visíveis. Novas fissuras e propagação das mesmas, maior que 3 mm foi maior após a restauração independente do material usado na restauração ou cúspide. Na técnica incremental a Z350XT apresentou rachaduras após restauração na cúspide lingual, quando comparada a cúspide vestibular e aos compósitos bulk-fill. No teste de dureza vickers o VH, Z350XT e TEC foram constantes nas cinco técnicas de preenchimento a várias profundidades. Para o FBF / Z350XT, SDR / EST-X e VBF / CHA o VH foi constante na restauração de esmalte com resina convencional e reduziu drasticamente na restauração da dentina com resina bulk-fill. Não houve diferença entre VH na restauração do esmalte para as técnicas de preenchimento. A VH avaliada na restauração de dentina foi menor para os grupos que utilizaram granulados composto (FBF / Z350XT, SDR / EST-X e VBF / CHA) do que a técnicas bulk-fill Tetric EvoCeram (TEC) ou técnica de enchimento incremental (FZ350XT). A avaliação da resistência à fratura é abordada em três técnicas e a ANOVA unidirecional revela diferença relevante entre grupos ($P < 0,001$). O FBF / Z350XT apresentaram resistência a fratura relativamente menor do que as outras técnicas de enchimento do que a bulk-fill. Não houve diferença nas técnicas de preenchimento em massa e modo de falha. Não foi encontrada diferença entre os grupos entre a resistência máxima e deformação de cúspide no momento da fratura. Quanto a tensão de contração durante a restauração o volume da técnica bulk-fill resultou em menores tensões quando comparado a técnica incremental Z350XT, independente do compósito utilizado. A Z350XT revelou maiores tensões em restauração de dentina principalmente na cúspide lingual, do que todas as outras técnicas bulk-fill. A TEC apresentou maior tensão de restauração de resina composta do que outras técnicas bulk-fill. Com tal estudo os autores concluíram que os compósitos bulk-fill apresentaram propriedades mecânicas menores quando comparado ao compósito convencional, porém todos os compósitos bulk-fill apresentaram menor contração pós-gel do que os compósitos convencionais. Os dentes após grandes restaurações deveriam ser examinados a rachadura de esmalte. O uso da técnica bulk-fill resulta

em baixa tensão de contração. Os dentes restaurados com compósitos apresentaram maior resistência à fratura, entretanto, os profissionais podem escolher o compósito bulk-fill para reduzir efeitos indesejáveis após contração de polimerização e simplificação da técnica.

Nagi *et al* (2015), com a finalidade de avaliar os efeitos da espessura da resina e o tempo de polimerização na microdureza de dois compósitos de resinas bulk fil Tetric Evo-Ceram [TE] e X-trafil [XF]. As restaurações de resinas compostas apresentam grandes desvantagens quanto ao grau de cura devido a proporcionalidade à quantidade de luz que estão expostos. De acordo com os fabricantes, estes materiais podem ser aplicados em volumes de até 4 mm, sem necessitar de um tempo de cura prolongado, ou uma ou uma unidade de fotopolimerização com maior irradiância, ignorando assim o processo de camadas. Embora os fabricantes recomendem o enchimento em massa destes materiais até 4 mm, muitos clínicos suspeitam que a profundidade de cura e as propriedades mecânicas podem não ser adequadas para uso clínico. O estudo foi realizado a partir de 120 espécimes cilíndricos preparados e divididos igualmente em 24 grupos, sendo ($n = 5$ / grupo), representando os dois compósitos de resina bulk fil, as três espessuras diferentes 2, 3 e 4 mm e finalmente os quatros tempos de cura usados (10, 20, 40 e 60) segundos. As amostras foram preparadas a partir de moldes de Teflon seccionais de 6 mm de diâmetro e espessura diferente (2 mm, 3 mm e 4 mm). Os moldes foram primeiro montados no topo de uma lâmina de microscópio e uma tira de Mylar, e em seguida o molde foi preenchido com resina bulk fil. O lado superior do molde foi coberto com uma segunda tira de Mylar para prevenir a inibição de oxigênio. Aplicou-se uma lâmina de microscópio de vidro com uma carga de 1 kg durante 30 segundos para assegurar uma embalagem consistente dos espécimes. A carga e a lâmina do microscópio foram então removidas. Os espécimes foram fotopolimerizados a partir da superfície superior utilizando apenas a unidade de fotopolimerização. Após a fotopolimerização, os espécimes cilíndricos foram empurrados para fora do molde e o material compósito de resina não curado foi removido com uma espátula de plástico. As superfícies superiores dos espécimes foram identificadas com uma marca indelével. Os espécimes foram armazenados em recipientes à prova de luz antes dos ensaios serem conduzidos, em completa escuridão a 37 ° C durante 24 horas. As amostras preparadas foram testadas quanto à sua micro-dureza utilizando o testador de

micro-dureza Vickers. Foram feitas seis indentações aleatorizadas (3 nas superfícies superior e inferior) com carga de 500 g e tempo de permanência de 15 segundos. Para a aleatorização, os espécimes foram girados arbitrariamente antes das indentações. Os cálculos foram feitos usando software de computador. Os dados foram explorados para a normalidade usando o teste de D'Agostino-Pearson para distribuição. Utilizou-se ANOVA de quatro vias para estudar o efeito de diferentes materiais restauradores testados, espessura, superfície e tempo de cura na microdureza média. O teste post-hoc de Tukey foi utilizado para comparar pares entre as médias quando o teste de ANOVA é significativo. Utilizou-se o teste t independente para comparar entre diferentes materiais de resina testados e superfície. Como resultado a ANOVA de quatro vias mostra que diferentes materiais testados produzem um efeito estatisticamente significativo na micro-dureza média (VHN) a $p \leq 0,001$. Por outro lado; Espessura tempo de polimerização de superfície revelou efeito estatisticamente não significativo na micro-dureza média (VHN) em $p \geq 0,05$. Comparando os dois materiais compósitos de resina testados, [XF] ($92,01 \pm 3,15$ VHN) apresentou micro-dureza média estatisticamente maior do que [TE] ($54,13 \pm 4,96$ VHN). Assim, os resultados revelaram que não houve efeito estatisticamente significativo da espessura de material diferente (2, 3, 4 mm) na micro-dureza média das superfícies superior e inferior. Com exceção de TE, a superfície inferior de 4 mm mostrou micro-dureza média inferior estatisticamente significante em comparação com superfícies de fundo de 2 e 3mm de espessura em $p = 0,03$, quando os espécimes foram curados por 60 segundos. Por outro lado, os resultados revelaram que não houve efeito estatisticamente significativo dos diferentes tempos de cura (10, 20, 40 e 60 segundos) sobre a micro-dureza média das superfícies superior e inferior. Exceto para TE, a superfície inferior de espessuras de espessura de 2 mm curou por 60 seg. Foi estatisticamente significativamente menor do que a superfície inferior dos espécimes curados por 10, 20 e 40 segundos. Resultados da correlação de Pearson para a correlação entre a microdureza média (VHN) para superfícies superior e inferior revelou que havia uma correlação direta significativa entre a microdureza (inferior) e a microdureza média (topo). Chegando a conclusão de que um tempo de cura curto de 10 segundos seria suficiente para atingir a razão HV (de baixo para cima) > 80% quando ambos os RBC de preenchimento bulk fill testados são colocados em granulados de 4 mm.

Zorzin *et al* (2015), com o propósito de estudar o grau de conversão, a rigidez vickers, o preenchimento do volume de polimerização e a fadiga de contração de polimerização de resinas composta de preenchimento em massa e comparar com as resinas composta convencionais. As possibilidades nulas fora que (I) a espessura incremental não tem relevância significativa sobre o grau de conversão (%DC) ou rigidez Vickers (HV) tanto dos compósitos de preenchimento único, quanto nos compósitos convencionais; (II) nenhum estresse de contração de polimerização dos compósitos de preenchimento único inferior significativa (PPS) e contração de polimerização de volume (PVS) quando comparados com as resinas compostas convencionais; (III) de acordo com as instruções do fabricante o aumento do tempo de polimerização não interferiu na avaliação dos padrões de polimerização. Para tal estudo foram usados cinco compósitos bulk fill, Filtek Bulk Fill Restorative (A2, 3M ESPE, Seefeld, Germany), SDR Sure-fil (Uni, Dentsply, Konstanz, Germany), Tetric EvoCeram Bulk Fill (IVA, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Venus Bulk Fill (Uni, Heraeus, Hanau, Germany) e X-tra Base (A2, VOCO, Cuxhaven, Germany), a conventional flowable composite Filtek Supreme XTE Flow (A2, 3M ESPE, Seefeld, Germany) and a condensable composite Z250 (A2, 3M ESPE, Seefeld, Germany) um composto convencional Filtek Supreme XTE Flow w (A2, 3M ESPE, Seefeld, Germany) e uma resina condensável Z250 (A2, 3M ESPE, Seefeld, Germany) foram os materiais avaliados. Quanto a preparação da amostra os compósitos não polimerizados foram colocados em um molde cilíndrico de aço inoxidável de 8 mm de diâmetro e 2 mm (n=10) ou 4 mm (n=10) de espessura. Foi colocado uma fita de mylar na parte superior e inferior do cilindro para evitar a inibição de oxigenio. Metade da amostra (n=5) foram polimerizados a luz da parte superior conforme especificado pela fabricante, devido sua espessura e a outar metade (n=5) por um tempo prolongado de 30 segundos, ambos com uma luz LED (1200mW/cm², Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Toda a amostra foi polida com papel de carboneto de silício (4000 Grit) sob refrigeração constante para dar brilho nas superfícies superior e inferior, para obter uma superfície lisa e uma mensuração precisa de espectroscopia de infravermelho de transformação de Fourier (FTIR). Os espécimes foram armazenados por 24 horas em água destilada a 37° C antes da mensuração do grau de conversão (% DC) e grau de rigidez (HV). No que se refere ao grau de conversão para cada espectroscopia FTIR Espectrómetro Nicolet 420 FT-IR, Thermo Fischer, Waltham)

para avaliar a % DC foi realizado com método de reflectância total atenuado d (ATR, DuraSamplIR II, SensiIR Technologies, Danbury, USA). O espectro de absorção superior (0 mm) e inferior (2 mm ou 4 mm) para cada amostra (n=5), assim como para o material não polimerizado foram avaliados com uma resolução de varredura de 4 cm^{-1} e comprimento de onda de $4000\text{-}650 \text{ cm}^{-1}$. Picos máximos em 1637 cm^{-1} (ligações duplas de carbono alifático) e 1608 cm^{-1} (dupla ligações de carbono aromático) foram mensurados com software Origin 8.6 (Origin Lab Corporation, Northampton, USA). A porcentagem do grau de conversão foi obtida pela diminuição da absorção a 1637 cm^{-1} entre polimerizados e não polimerizados por meio de equação. No que diz respeito a rigidez vickers (HV) para cada material foi mensurado na porção superior (0 mm) e inferior (2 mm ou 4 mm) de cada espécime (n=5) por meio de um testador vickers (ZHV 10, Zwick Roell, Ulm, Germany), por um tempo de 15 segundos e uma força de 1 kg. As diagonais deixadas pelo indenter (d1 e d2) foi mensurada com um microscópio digital (Stemi SV6 with Axiovision LE, Carl Zeiss Microscopy, Jena, Germany). Os valores de rigidez vickers (HV) foram obtidos por meio de cálculos baixo-topo (HVBottom – Top-ratio). A contração de polimerização volumétrica foi realizada através do princípio da flutuabilidade de Arquimedes um kit de estabelecimento de densidade inserido em equilíbrio de alta precisão (YDK01 and CP124S, Sartorius, Goettingen, Germany). A consistência dos materiais não polimerizados (u, 1 g, n = 6) foi estabelecida, mensurando o peso do ar no meio de flutuabilidade 23° C , solução aquosa 0,1% de laurilsulfato de sódio. Os materiais polimerizados segundo as recomendações do fabricante (c, 0,5 g, n = 12) ou durante 30 segundos (c, 0,5 g, n = 12) com uma unidade LED (1200 mW/cm^2 , Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Após a polimerização os materiais foram conservados por 24 horas em água destilada a 37° C e sua contração de polimerização foi calculada por meio de equação. A avaliação do estresse de contração de polimerização foi realizado por meio de varas de PMMA de 5 mm de diâmetro como substrato de união, as superfícies da hastes foram lixadas d (Rocatec Plus, 3M ESPE, Seefeld, Germany) silanizada (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent), recoberto por um agente de união (Heliobond, Ivoclar Vivadent) e polimerizados. As varas foram posicionadas verticalmente em suas respectivas bases numa maquina universal (Z 2.5, Zwick Roell, Ulm, Germany) formando com as duas barras um espaço de 1 mm que foi ocupado com o material avaliado, a parte retentiva inferior possuía entrada de luz para polimerização, a parte retentiva

superior estava preso a um eixo e a carga da máquina de teste. Havia um extensômetro (Mini MFA 2, MF Mess- & Feinwerktechnik GmbH, Velbert, Germany) preso às hastes, que tinha finalidade de manter altura do espaço de 1 mm durante o processo de polimerização a força resultante foi usada para calcular o resultado do estresse de contração de polimerização. A polimerização de cada material se deu de acordo com as instruções de cada fabricante ou por 30 segundos com um unidade de luz (1200 mW/cm², Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) e o resultado do estresse de contração de polimerização resultante foi mensurado por 300 segundos. Quanto à análise estatística todos os dados foram avaliados por um ou dois ANOVA e teste hoc Student-Newman-Keuls para comparações múltiplas (= 0.05, IBM SPSS Statistics for Windows, Version 20.0. IBM Corp., Armonk, NY, USA). Foi realizado teste independente de duas amostras para avaliar as consequências do tempo de polimerização em contração de polimerização volumétrica (PVS), estresse por contração de polimerização (PSS), grau de conversão (DC) e rigidez vickers (HV) de cada material da mesma espessura do espécime. Os resultados mostram que os valores do grau de conversão, quando seguidas as instruções do fabricante a polimerização dos compósitos de preenchimento em massa não apresentou nenhuma porcentagem do grau de conversão significativa para espessura de 2 mm e 4 mm quando comparada ao topo. Já a resina convencional Z250 apresentou 38,90% em uma espessura de 2 mm e para 4 mm 22,20% e 42,19% quando comparado ao topo. Em uma curvatura prolongada de 30 segundo a resina convencional FSF apresentou significativa redução do grau de conversão em 4 mm quando comparado com o topo, já a Z250 não apresentou grau de conversão em 4 mm quando comparado à superfície. Para um tempo longo de polimerização em um teste individualizado de duas amostras mostrou que houve um aumento significativo na média da rigidez vickers para o volume TBF e XTB em todas as espessuras e da amostra FBF e VBF para as espessuras de 2 mm e 4 mm. Com relação à dureza vickers, todos os materiais apresentaram uma redução significativa de em uma espessura de 4 mm quando comparada com a superfície, independente do tempo de polimerização e tipo de material, exceto a SDR e XTB. Teste individualizado entre duas amostras mostraram que a polimerização por um tempo longo revelaram aumento na média da dureza vickers para preenchimento único TBF e XTB no preenchimento total da amostra e para FBF e VBF nas espessuras de 2 mm e 4 mm. Na contração de polimerização volumétrica os dois materiais

condensáveis Z250 e TBF para os dois tipos de polimerização apresentaram valores de PVS significativamente inferiores, seguido de XTB. Para tempo de polimerização FSF e VBF apresentaram PVS significativamente alto. No que se refere ao estresse de polimerização (PSS) a polimerização em tempo leve apresentaram valores de PSS reduzidos em TBF e Z250. Os valores de PSS foram significativamente altos para VBF e composto de resina fluida convencional FSF, independentemente do tempo de polimerização usado. A prolongação do tempo resultou em um PSS significativamente maior para TBF, XTB e Z250. Com base no estudo realizado os autores concluíram que todos os materiais com bulk fill de preenchimento único avaliados apresentam polimerização com espessura de incremento de 4 mm e grau de conversão menor que 0 mm. A maior parte dos materiais de preenchimento em massa associou a contração de polimerização volumétrica (PVS) e Estresse por contração de polimerização (PSS) inferiores quando comparados ao compósito de resina convencional fluida. Bulk fill são promissoras para uso clínico, uma vez que a técnica incremental é demorada. O tempo de polimerização de 30 segundos motrou um resultado positivo, recomenda-se para as resinas de preenchimento em massa um tempo de polimerização maior em cavidades profundas.

Jager *et al* (2016), com o propósito de utilizar a análise térmico mecânica dinâmica (DTMA) no estudo do módulo de armazenamento (E') e o módulo de perda (E'') e a tangente de perda ($\tan \delta$) de quatro resinas bulk fill e uma resina de selamento de fossas e fissuras usado em odontologia conservadora, em função da temperatura. Para o desenvolvimento dessa pesquisa foram utilizados cinco materiais de estudo, sendo quatro compósitos de resina fluída (Grandio™ Flow (GRF) and Grandio So™ Heavy Flow (GHF), Voco, Cuxhaven, Alemanha; Filtek™ Supreme XTE (XTE) and Filtek™ Bulk Fill (BUL), 3M Espe, St Paul, MN, USA) e uma resina de vedação de fôssula e fissura resina (Selante Clinpro, 3M ESPE, St, Paul, MN, EUA) (CLI). Prepararam-se 25 amostras em forma de barra, utilizando um molde de Teflon (2x2x25 mm), foi injetado o material no interior do molde com um uma ponta aplicadora fornecida pelo fabricante sempre em contato com a parede do molde para minimizar a entrada de ar. Usando uma lamina de vidro 1:10 mm de espessura foi aplicada sobre o molde mantendo preso por uma braçadeira para comprimir o material e escoar os excessos. Logo, realizou-se então a polimerização com uma lâmpada LED (Elipar Freelight 2, 3M Espe, St Paul, MN, USA) em três pontos diferentes por sobre a lâmina de vidro, sendo que cada ponto foi exposto por

40 segundos de luz. Logo, removeram-se os moldes e o lado oposto também recebeu uma exposição de 40 segundos de luz, sendo que cada amostra recebeu uma polimerização de 240 segundos. O excesso do material foi removido com uma lâmina de bisturi em seguida, foram polidas manualmente com papel abrasivo de partícula de 15 μm (P1200 ISO 6344). O tamanho real de cada amostra foi registrado utilizando um paquímetro eletrônico (Digimatic, 500-181U modelos, Mitutoyo Corporation, Tóquio, Japão). Com um sistema de análise mecânica dinâmica (DMA 242C, Netzsch Gerätebau GmbH, Selb, Alemanha) foi realizado em cada amostra, com frequência de estresse de 1Hz e uma amplitude de oscilação de 20 μm e uma força de 5 N. As medições foram registradas no intervalo de temperatura de 10° a 55° C, com aumento de 2° C por minuto. No estudo de módulo de armazenamento (E') e valores de tangente foram registrados logo após este período, já o módulo de perda (E'') os valores foram registrados usando a fórmula $E'' = E' \times \delta$ bronzeado. Os resultados mostraram-se que, a relação de material temperatura é relevante, apontando uma repercussão da temperatura sobre o E' , E'' e $\tan \delta$ para cada um dos materiais. No teste de Bonferroni-ajustados revelaram valores significantes mais elevados em E' e E'' independente da temperatura, porém sem diferença para GHF (Grandio Flow Voco Cuxhafen Germany) e GRF (Grandio So Heavy Cuxhafen Germany) comparado aos outros materiais e significativamente menor em E' e E'' para valores CLI (Climpro Sealant – 3M/ ESPE St Paul MI USA). Os valores de E' e E'' não apresentaram diferenças significantes para XTE (Filtek Supreme XTE – 3M/ESPE St Paul MI USA) e BUL (Filtek Bulk Fill – 3M/ESPE St Paul MI USA). Os testes de Bonferroni de comparação múltipla ajustados independentes da temperatura revelam valores mais elevados de $\tan \delta$ para BUL comparado com GHF, GRF e XTE e nenhuma diferença com CLI, enquanto CLI, XTE, GRF e GHF não apresentam valores $\tan \delta$ significantes um do outro. A observação dos valores para todos os materiais revela uma progressão linear dos valores $\tan \delta$ com a temperatura. Os autores concluíram que as resinas compostas de preenchimento único é parte integrante de um tratamento disponível, porém sua diversidade de produtos e diferentes propriedades e composições influencia diretamente em suas indicações. A análise térmico mecânica dinâmica (DTMA) é um procedimento de fácil uso desde que reproduza as características mecânicas dos materiais viscoelásticos, como resinas fluidas. Para essa experiência a variação na temperatura dentro de um espectro fisiológico de 10° C a 55° C produz modificações

na nas propriedades mecânicas sem prejudicar o material. Há indícios que a quantidade de carga representa o volume dos padrões cruciais no comportamento mecânico dos materiais em questão. Conseqüentemente, deve ser claramente indicado nos folhetos de instruções para compósitos de resina fluidos como um dos principais critérios que orientam as escolhas dos profissionais.

Gaintantzopoulou *et al* (2016), com a finalidade de avaliar a adaptação da parede da cavidade e a formação de lacunas de uma resina composta do tipo bulk fill e cimento de ionômero de vidro convencional. Trinta dentes, primeiros e segundos molares, com a marginal intacta foram coletados. Os dentes foram mantidos em 0,5% de cloramina-T em 4 ° C. As coroas dos dentes foram cuidadosamente limpas com uma pasta e uma escova, e enxaguadas a água da torneira antes da preparação da cavidade. Uma cavidade padronizada oclusal de classe II foi preparada no local intacto de cada dente com dimensões padronizadas de 3,0 mm vestibulo-lingual, 1,5 mesio-distal e 3,0 mm ocluso-gengival, utilizando carboneto de tungstênio, acabamento com brocas de diamantadas finas, com refrigeração constante. As dimensões da cavidade foram verificadas por uma pinça digital (precisão $\pm 0,25$ mm). Os dentes foram divididos aleatoriamente em três grupos experimentais (n = 10). Cada grupo foi atribuído a um dos três materiais testados. A cor selecionada para todos os materiais foi A3. Uma tira de matriz Mylar transparente (Patterson Dental Supply, EUA) foi aplicada em torno da coroa do dente para cobrir a superfície proximal e mantida firme no lugar com um grampo de papel metálico aplicado nas superfícies vestibular e lingual da amostra. Os materiais foram misturados de acordo com as recomendações do fabricante e imediatamente distribuídos nas cavidades em uma única camada. Em todos os casos, a extrusão do material começou na parte mais profunda da cavidade e foi exercido o cuidado para evitar a separação do bico da cápsula da massa do material extruído, para evitar a porosidade. O contorno do material foi realizado imediatamente após a embalagem com um instrumento de plástico liso. Os materiais foram polimerizados de acordo com as instruções do fabricante com um LED (Bluphase G2, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) que emite uma intensidade de luz de 1200 mW/cm² medida com um radiômetro de LED (medidor Bluphase, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). A configuração seguinte (10 minutos após a ativação), as restaurações foram finalizadas com fresas de diamante superfino (Bush,

Engelskirchen, Alemanha) sobre pulverização de água contínua e polida com o sistema de polimento Enhance (DeTrey Dentsply). Os dentes restaurados foram armazenados na água por 1 semana e a adaptação da cavidade das restaurações foi então investigada por micro-tomografia de raios-X computadorizada de alta resolução (micro-XCT). Um scanner (1072 Skyscan, Aartselaar, Bélgica) operou nas seguintes condições: fonte de W, tensão de aceleração de 100 kV, corrente de feixe de 98 μ A, tamanho de pixel de 14,16 μ m, rotação de 180° em passo de 0,45°, tempo de exposição de 1,9 s por passo, 1 Mm Al filtro. As camadas tomográficas horizontais foram gravadas e reconstruídas usando o software CTAn (Skyscan). Uma região de interesse (ROI) foi definida para cada espécime que incorpora a restauração e que se estende de 100 μ m das margens da cavidade em dentina/esmalte. A percentagem de fração de volume vazio (% VVF: a porcentagem do espaço total vazio) nos ROIs foi calculada com o mesmo software. Após a avaliação do micro-XCT, os dentes foram enxaguados com água e seccionados para óptica e ambiental. Assim obteve-se como resultados que EQF e SF mostraram valores significativamente mais baixos de VVF e % LD do que VT ($p < 0,05$). Isso foi de acordo com os achados da ESEM, onde a VT ilustrou as brechas interfaciais ampliadas. Conclusões SF e EQF apresentaram melhor adaptação da parede da cavidade de VT em restaurações de classe II em molares primários.

Vinagre *et al* (2016), com a finalidade de pesquisar a movimentação cuspíδια promovida pela contração de polimerização de uma resina composta bulk fill (SDR) e uma resina composta convencional microhíbrida (Esthet-X HD) através de sensores de fibra de Bragg. A possibilidade nula não apresenta diferenças relevantes na movimentação da cuspíδια criada pelos dois compósitos. Para o desenvolvimento da pesquisa foi selecionados vinte dente terceiros molares íntegros e isentos de carie após o consentimento do paciente aprovado pelo Comitê de Ética da Faculdade de Medicina de Coimbra (CE-001/2013). Todos os dentes foram higienizados e avaliados para descartar a possibilidade de defeitos hipoplásicos, trincas ou fraturas. Os dentes foram armazenados em uma solução de formalina tamponada a 10% (pH 7.0) por três meses após a exodontia. Os dentes foram selecionados de acordo com a largura, vestibulo palatino máximo (BPW) entre 9,5 e 10,6 mm e a distancia mesio distal entre 8,1 mm e 9,7 mm para padronização das dimensões, medidos com um micrômetro digital (105-156, Mitutoyo, IL, Chicago,

EUA). Os dentes foram distribuídos em dois grupos (n=10) aleatoriamente, estabelecendo assim uma variação média da BPW entre os grupos inferiores a 5%. Cada dente foi fixado em resina acrílica auto polimerizável (Orthocryl, Dentauroum Ispringen, Alemanha) 2 mm apical à junção cimento-esmalte e seu longo eixo cervical. Foi realizado em cada dente um preparo méso ocluso distal (MOD) de forma padronizada com uma broca de metal de tungstênio e um motor de alta rotação (G848-314-031-10-ML, Diamond FG, Colt'ene / Whaledent AG, Suíça) com irrigação constante e com uma borca cônica de grande diâmetro (980.040, set 4273, Komet, Alemanha) colocada em um motor de baixa rotação com refrigeração conforme indicado nos preparos. Foram também realizados os preparos das cúspides e seus ângulos internos arredondados. As caixas proximais foram de aproximadamente dois terços da largura da BPW e o preparo do istmo oclusal em torno de 50% da BPW (3,885 mm), a cavidade teve uma profundidade padrão de 3,5 mm da ponta das cúspides no istmo oclusal e um 1 mm acima da junção cimento esmalte na face cervical das caixas proximais (adaptado de Palin et al., 2005). Após realizar-se as cavidades foi então realizado a etapa da aplicação do sistema adesivo de dois passos (Prime & BondNT, Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany) logo em seguida a exposição a luz por 10 segundos, conforme recomendações do fabricante, com um fotopolimerizador LED (Bluephase, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) no modo "low mode" e luz de 650 mW/cm². Foi aplicada uma segunda camada de adesivo e polimerizada de forma semelhante. Logo após os dentes foram levemente circundados por uma banda de poli tetrafluoretileno (Teflon, DuPont, Wilmington, DE, EUA) para prevenir de excessos de resina bulk fill durante o procedimento restaurador SDR ou o microhíbrido Esthet · X HD (Dentsply DeTrey, Konstanz , Alemanha). Para tal pesquisa tal pesquisa foi usada dois FBGs para avaliar a deformação de cúspide e a oscilação da temperatura. Foi colocado um FBG sensível a deformação e temperatura. Uma FBG foi colocada perpendicularmente à cúspide vestibular para avaliar a sensibilidade à temperatura, sendo esta rede tensionada à (about 500 $\mu\epsilon$) que permite o sensor identificar a distancia entre as cúspides e também sua aproximação. Em outro lado da fibra foi acoplado (Loctite, Henkel, Alemanha e acelerador de cianoacrilato, Pekecho, Espanha) para tradução de um estágio de tradução controlável e outro em uma cúspide mais distante. Logo após a secagem da cola (aproximadamente 15 minutos), a fibra foi tensionada e conectada à outra cúspide. Depois de 15 minutos uma segunda FBG foi instalada

paralelamente à primeira, porém não foi ligada e nem tensionada, somente sensível a oscilação de temperatura. O comprimento de onda das grelhas foi mensurado usando um sistema de interrogação em 125-500 (MicronOpticsInc., Atlanta, EUA), a média da mensuração de 1510 – 1590 nm, resolução da onda de 1pm e uma frequência de 2 Hz de aquisição. Realizada a instalação as cavidades foram preenchidas com resina composta conforme cada grupo (SDR ou Esthet-X HD) e em seguida foi realizado a fotopolimerização no modo soft-start a 650 mW/cm² nos primeiros 5 segundos e a 1200 mW/cm² no período seguinte. A fotopolimerização foi realizada com uma mesma unidade de luz. A fotopolimerização foi realizada a uma distancia de 1 mm da amostra com uma angulação próximo a 90°. As amostras foram fotopolimerizadas por 30 segundos e depois de um intervalo de 5 minutos foi aplicado mais 30 segundos de fotopolimerização. Todos os testes foram obtidos em 10 minutos desde o inicio da fotopolimerização. O experimento foi realizado de forma alternada para cada resina em um total de 10 amostras por grupo. Na oscilação termica gerada pela unidade fotoativadora, foi avaliada em outra situação semelhante, porém com sensor sensível à temperatura e com a cavidade sem a resina composta. A temperatura em que foram realizadas as experiencias foi de 21° C. Para análise estatística foi usado SPSS 20.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA). Mensurações repetidas ANOVA considerando correção de estufa foram usados para avaliar a oscilação da deflexão de cúspide no tempo para cada grupo. O padrão de significancia foi ajustado em $\alpha = 0,05$. Os resultados mostraram que o aumento da temperatura induzido pela luz LED do fotopolimerizador no modo soft-start no primeiro período a temperatura aumentou em 7,9° C e no segundo período 8,3° C. O aumento médio da temperatura em todos os testes durante a fotopolimerização da resina Esthet-X HD no final do primeiro e segundo período de irradiação respectivamente 36,7° C e 28,9° C. Para a resina SDR a oscilação da temperatura ficou em 38,2° C e 30,8° C para os mesmos períodos. A média da deflexão de cúspide dos dez testes realizados em cada resina durante os 10 minutos foi obtido pelo sensor sensível à temperatura e as variações de tensão. As duas resinas apresentaram oscilação relevante no comportamento do material no decorrer do tempo de polimerização, após o primeiro período de poimerização ($p < 0,01$ para todas as comparações entre 0,5 minutos e 5,5, 6 e 10 minutos dentro de cada grupo). Em um segundo período de polimerização (6 a 10 minutos) um comportamento semelhante foi observado, porém com uma menor deflexão. Após o

período de depuração apenas a SDR não apresentou diferenças de deflexão ($p = 0,051$ para a comparação de 5,5 e 10 minutos). No início da fotopolimerização a deflexão de cúspide manifestou uma suave expansão em ambos os materiais, apresentando o pico máximo de 0,05 minutos para as duas resinas. A resina Esthet-X HD atingiu $27,1\mu\epsilon$ e SDR $91,8\mu\epsilon$. Posteriormente, as curvas reduziram. Em 30 segundos os valores médios de deformação de cúspide foram de $-1299,5\mu\epsilon$ e $-646,3\mu\epsilon$ para Esthet · X HD e SDR, respectivamente. Partindo da temperatura como covariável na análise ANCOVA apresentou diferença estatística relevante na deformação de cúspide entre os compósitos a 30 segundos de polimerização. A curva de deflexão cuspidiana na resina Esthet-X HD rebaixou até passarem os dois minutos de forma contínua e estabilizou até atingir os 5,5 minutos com uma média de $-2296,9\mu\epsilon$. Já a SDR apresentou uma curva de declínio mais lenta e aos 5,5 minutos apresentou uma deflexão de cúspide de $-2074,1\mu\epsilon$, revelando assim uma diferença de significativa na deflexão de cúspide entre os dois grupos quanto à polimerização. No segundo período de polimerização ocorreu um novo pico de polimerização em ambas as resinas. Aos 6 minutos a resina Esthet-X HD apresentou uma deflexão de cúspide $-1751,4\mu\epsilon$ e $-1166,3\mu\epsilon$ para SDR. As cúspides dilataram em média de $560,1\mu\epsilon$ nas restaurações com Esthet-X HD e $907,8\mu\epsilon$ para as amostra de SDR entre o início e final do segundo período de polimerização. ANOVA mostrou uma diferença relevante na deflexão de cúspide entre as duas resinas em 6 minutos, sendo a Esthet-X HD maior que a SDR. Houve uma diminuição da deflexão de cúspide no intervalo de 6 a 10 minutos em ambas as curvas. Os resultados em média foram de $-2277,2\mu\epsilon$ para Esthet-X HD e SDR $-2001,2\mu\epsilon$. Estatisticamente apresentou diferença na deflexão de cúspide entre os materiais avaliados aos 10 minutos. Para estabelecer uma distancia entre as cúspides à deflexão de cúspide expressa em microtração foi transformado em micrometros. Os valores médios obtidos em micrometros (μm) nos períodos mais significantes de 0,5 e 10 minutos foram de $5,0\mu\text{m}$ (0,13%) e $8,8\mu\text{m}$ (0,23%) para Esthet-X HD e SDR $2,5\mu\text{m}$ (0,06%) e $7,8\mu\text{m}$ (0,20%) respectivamente. Os autores concluíram que a SDR apresentou menor fadiga à estrutura dentária que a Esthet-X HD segundo o protocolo de pesquisa a cinética de polimerização, uma vez que apresentaram valores médios de deformação de cúspide relevantes entre os dois compósitos. Independentemente de ser um estudo in vitro os sensores FBG ópticos apresentaram-se de forma esperada para avaliar as alterações dimensionais do dente relativo com a deformação de

cúspide gerada pela contração de polimerização da resina composta, apresentando vantagens em comparação a outras técnicas como avaliação contínua em tempo real do dente e comportamento biomecânico.

Ferreira & Neto (2017), com o propósito de avaliar as vantagens das resinas bulk fill em seu uso clínico quando comparado às resinas compostas convencionais, avaliaram por meio de uma revisão de literatura de artigos relevantes ao assunto em português e inglês compreendido entre o período de 2006 e 2017 das bases de dados da Bireme e PubMed. No que se refere as propriedades e características gerais das resinas composta, são constituídas de matriz orgânica, inorgânica e o silano como agente de união. Sendo que a matriz orgânica é formada por bisfenol glicidil metacrilato (Bis GMA), uma vez que este material possui alta viscosidade, foi necessária a adição de baixa viscosidade como o trietilenoglicol dimetacrilato (TEGMA) e o etilenoglicol dimetacrilato (EDGMA) por serem mais maleáveis. A matriz inorgânica é composta por partículas de carga que confere ao material resistência, e influencia em propriedades como rigidez, expansão térmica, capacidade de absorver água, brilho, modulo de elasticidade e resistência à fratura. O silano é responsável pela união da matriz orgânica à inorgânica, evitando a formação de bolha de ar, conferindo resistência de união das restaurações. Quanto as características das resinas bulk fill, elas são formadas pela junção de uma matriz orgânica, partículas de carga, moléculas iniciadoras polimerização e agentes de união que possibilita a união da matriz orgânica e as partículas de carga. As resinas bulk fill podem se apresentar em diferentes formulações, as de baixa viscosidade (flow) e a de alta viscosidade. Sendo que as resinas flow indicadas como material de base, necessitando de incremento de 2 mm de resina convencional, já as resinas bulk fill de alta viscosidade, podem ser inserida em um único incremento em toda a cavidade. Em relação a sua composição química das resinas bulk fill são bem semelhante às resinas nanohíbridas e microhíbridas, possui em sua matriz orgânica monômeros como bis-GMA. UDMA, TEGDMA e Bisfenol-A-etoxilato dimetacrilato (EBADMA) e as partículas inorgânicas são semelhantes a nanohíbridas e microhíbridas. Há uma diferença na estrutura química do monômero de Bowen Bis-GMA e do monómero UDMA que possuem hidroxila livre no Bis-GMA, dimetacrilato de uretano alifático, dimetacrilato de uretano aromático (AUDMA) e metacrilatos ramificados. Nas aplicações clínicas das resinas bulk fill o grande benefício está na contração de polimerização, pois a contração de polimerização ocorre apenas na

superfície oclusal da restauração, enquanto que nas resinas convencional a contração de polimerização ocorre desde a camada híbrida da restauração. Outra vantagem das resinas bulk fill quando comparada às resinas convencionais é a translucidez que permite a fotopolimerização em todo o corpo da resina em uma única ativação. As resinas bulk fill permite um melhor escoamento e preenchimento da cavidade. Com base no estudo os autores concluíram que as resinas bulk fill quando comparada às resinas convencionais apresentaram características clínicas relevantes para a rotina diária do profissional. O uso das resinas bulk fill permite um menor tempo clínico, porém ainda há necessidade de acompanhamento clínico das restaurações para avaliação de sua longevidade e sucesso clínico.

Moharam *et al* (2017), com a finalidade de aprofundar os conhecimentos sobre os materiais restauradores bulk-fill por meio observações de diferentes técnicas de inserção sobre a superfície de micro dureza Vickers e a profundidade de polimerização de dois materiais dentários diferentes com preenchimento de em grande quantidade de resina composta. Para realização deste trabalho foram usadas duas resinas composta de preenchimento único (Sonic FilTM2, X-tra Fil) e uma resina composta de preenchimento incremental (Filtek Z250XT). Foram preparadas sessenta amostras divididas em seis grupos com dez espécimes cada grupo para representar os compósitos de resinas usadas no estudo FilTM2 (Sonic-Fill) e X-tra Fil (X-tra Fil) de preenchimento único e para preenchimento incremental Filtek Z250 XT (Z250 XT). Os moldes de Teflon foram divididos com diâmetro e espessura de 4 mm, sendo que cada molde foi envolvido por um anel de cobre gerando assim estabilidade no momento da manipulação dos materiais. Os moldes foram montados em uma lâmina de microscópio e uma tira de poliéster clara e cada um dos moldes forma preenchidos com um dos três compósitos de resina. Na técnica de enchimento único foi preenchido com incremento de 4 mm e para a técnica de incremental foram inseridos incrementos de 2 mm de espessura. O primeiro incremento foi fotoativado com uma luz LED (Elipar S10, 3M ESPE; USA) com intensidade de 1000 mW/cm^2 por 20 segundos, conforme recomendações do fabricante da resina de controle usada na pesquisa (Z250 XT nano-hibrido de preenchimento incremental), o segundo incremento de resina foi polimerizado até o molde ficar ligeiramente embalado. Foi então colocado sobre a superfície de cada molde uma segunda tira de Mylar claro evitar a camada inibida de oxigênio e foi

mantida uma lâmina de vidro sobre a parte superior da segunda fita de poliéster com uma carga de 1 Kg por 30 segundos para assegurar uma embalagem plana da superfície. Cada amostra foi fotopolimerizada por 20 segundos, a ponta do fotopolimerizador foi mantida em 90° com a superfície superior da amostra e mantido em contato direto com a segunda tira de Mylar. A luz emitida pelo fotopolimerizador foi aferida por um radiômetro Demetron (Modelo 100, Demetron Research Corporation, Danbury, CT, EUA), logo as amostra foram removidas do molde e o excesso de resina composta foi recortado com um bisturi. O topo da superfície de cada amostra foi identificado com um marcador escuro e armazenado a seco em um recipiente escuro a 37° C por um período de 24 horas, para que a luz ambiente não gerasse fotopolimerização. O teste de dureza Vickers das superfícies foi avaliado usando um equipamento (Nexus 4503, INNOVATEST, Holanda, Europa). Três recortes aleatórios foram realizados no centro da superfície superior e inferior de cada amostra com um diamante quadrado penetrador a 500 g de peso e tempo de paragem de 15 segundos. Foi utilizado um software de computador para fazer os cálculos (Dureza-Curso Vickers/Brinell/Rockwell direito IBS versão 2012 10.4.4) da profundidade de polimerização. Os resultados revelaram que houve uma diferença significativa entre os valores da micro-dureza média dos diferentes grupos. O grupo de resina X-tra Fil, em superfície superior quando usada à técnica de inserção única apresentou maior valor de micro-dureza. Já para a superfície inferior o grupo Z250 XT registrou o menor valor médio de micro dureza quando inserido em grande quantidade. Quanto aos resultados da profundidade de polimerização dos materiais avaliados foi observada uma relevante diferença estatística entre a profundidade entre os materiais avaliados. A maior profundidade média de polimerização registrada foi à resina composta X-tra Fil em inserção incremental, uma vez que o menor valor registrado foi pela resina composta X250 XT quando inserida em grande quantidade. Com base nos achados da pesquisa os autores concluíram que a resina composta X-tra Fil é o material que apresentou os maiores valores nos teste de dureza Vickers para ambas as superfícies superior e inferior na técnica de preenchimento único e nas duas resinas Bulk Fill (X-tra Fil e Sonic-fill) apresentaram maior profundidade de polimerização sobre as duas técnicas.

Soares *et al* (2017), em sua pesquisa relata que a restauração direta é o procedimento médico mais realizado no corpo humano, com mais de quinhentos

milhões em todo o mundo. Sendo que a qualidade das restaurações seja ela direta ou indireta está relacionada com a polimerização adequada dos componentes químicos da resina. O fato de o polímero ocupar menor espaço que um monômero é conhecido como contração de polimerização. A contração de volume das resinas composta varia de 1% a 6% dependendo do processo de polimerização. Essa contração gera um estresse na interface da restauração e dente podendo gerar espaço vazio interno, micro trinca, manchamento marginal, deformação de cúspide e em restaurações indireta em dentes vital a contração de polimerização pode gerar sensibilidade pós-operatória, rompimento da interface marginal, coloração marginal. Com a finalidade de avaliar a contração de polimerização, estresse de polimerização, seus efeitos, e as estratégias usada para reduzir seus impactos, iniciando pela discussão de uma apuração de métodos usados para mensurar o encolhimento. Para tal pesquisa foram utilizados diferentes métodos para mensurar a contração de polimerização dos compósitos, são os métodos de transdução de dilatômetros de água e mercúrio e métodos ópticos. O método para mensurar o encolhimento relaciona a contração total que se refere ao encolhimento pré e pós-gel. Para avaliar a contração de polimerização das estruturas adjacentes foi utilizada a análise fotoelástica, força de contração por meio das células de carga de deflexão de cúspide. Os elementos finitos foram usados para avaliar o estresse de contração e verificar se ocorreram fendas em esmalte. O método óptico é mensurado a partir de uma imagem obtida por um estereomicroscópio, onde é coletada uma imagem antes e uma depois do estímulo luminoso em seguida por meio de um software é feito a análise das imagens antes e depois da polimerização e calculados a contração de polimerização. A contração de polimerização pode gerar deflexão de cúspide em decorrência do estresse gerado. A deformação de cúspide pode ser avaliada por meio de medidores de tensão, que mensura a deformação da superfície externa da cúspide. Pode ser avaliados por meio de micrometro digital que mede a distancia entre as cúspides antes e depois da restauração. Também há a possibilidade de mensurar a deformação de cúspide por através e um scanner 3D em dentes preparados e restaurados, onde as superfícies 3D dos dentes são alinhadas de forma precisa através do software, tendo como referencia anel de aço inoxidável. Em restaurações diretas os clínicos inseriram o compósito de forma incremental oblíqua conseguiram assim uma polimerização satisfatória e um menor estresse de contração de polimerização. O incremento oblíquo está intimamente

relacionado à teoria de que o tamanho da superfície da restauração ligada e não ligada determina o estresse de contração. A inserção do compósito de forma oblíqua, promove tensões maiores que o preenchimento único. O preenchimento único foi introduzido com uma promessa que eles polimerizem até 5 mm de profundidade em um só incremento e um menor estresse de polimerização. Alguns autores conseguem essa polimerização por meio de um fotoiniciador adicional ou mais eficiente como bis-(4-metoxibenzoil) dietil-germane (Ivocerin), há autores que aumentam a concentração da transmissão de luz por meio dos compósitos. A maioria dos compósitos de preenchimento único não há nenhuma modificação significativa na composição de seu monômero. Apresenta em sua matriz orgânica adição de monômeros de baixo peso ou de maior peso molecular ou ainda adicional de alívio e estresse. Os compósitos de preenchimento único diminuiu a contração pós-gel, reduziu a deflexão de cúspide e o estresse de contração, aumentando assim a resistência de fratura, quando comparados aos compósitos de incremento oblíquo. Estudos clínicos iniciais revelaram que os materiais de preenchimento único tem comportado de forma satisfatória após 3 e 5 anos. As resinas compostas são amplamente utilizadas na odontologia para restaurar dentes com perda estrutural devido à sua estética e propriedades físicas. No entanto, as restaurações têm encolhimento de polimerização como problema inerente que pode causar estresses residuais em o dente, mesmo quando não está em função. Sinais clínicos que foram associados à polimerização o estresse de encolhimento inclui adaptação inadequada em interface dente/restauração, micro-cracking, pós-operatório, sensibilidade, microinfiltração e cárie secundária. Essas questões são muitas vezes responsáveis pela substituição de restaurações em dentes posteriores. Mudanças nas formulações de materiais e técnicas restauradoras, visando à redução da contração volumétrica e contração de estresse, têm sido as abordagens primárias para reduzir o desenvolvimento de stresses residuais. Nesse estudo a resina composta foi moldado em um hemisfério e colocado em cima de um biaxial medidor de tensão, que mediu o encolhimento em duas direções perpendiculares. Assim as tensões foram médias, uma vez que o material as propriedades eram homogêneas e isotrópicas em uma escala macro. O composto foi polimerizado usando uma unidade quartz-tungstênio-halogênio com a ponta de luz colocada em 1 mm de distância da superfície do compósito. Os resultados do presente estudo confirmaram que a magnitude e distribuição do encolhimento residual os estresses na interface

restauração/dente dependiam do encolhimento pós-gel do material compósito e módulo de elasticidade, bem como a técnica de enchimento utilizada. Dessa forma ao restaurar um dente com grande cavidade, aumentando o número de incrementos e o uso de materiais com valores elevados de encolhimento pós-gel e módulo de elasticidade resultou em estresses mais elevados no dente remanescente estrutura e na interface dente/restauração. A combinação de um baixo compósito de encolhimento pós-gel e uma técnica que adequadamente polimerizou a restauração, tais como incrementos que são grandes suficientes, mas não superior a 2 mm de espessura, pode minimizar os efeitos negativos do encolhimento residual que enfatiza sem prejudicar as propriedades mecânicas de compósitos.

5 DISCUSSÃO

O avanço tecnológico e a simplificação da técnica restauradora devem apresentar como resultado o sucesso clínico e a durabilidade das restaurações, a qual está relacionada com a integridade da interface dente e restauração. Fendas marginais na restauração frequentemente levam à sensibilidade pós-operatória, à descoloração marginal, micro infiltrações, flexão de cúspide, propagações de microfissuras no esmalte, bem como ao desenvolvimento de lesões cariosas secundárias e patologias pulpares (DO *et al*, 2014; JANG *et al*, 2014; LABIB *et al*, 2015; ZORZIN *et al*, 2015; GARAPATI *et al*, 2014). Desse modo, torna-se necessário avaliar a resistência de união à microinfiltração de compósitos atuais, a fim de orientar os cirurgiões-dentistas quanto ao melhor compósito restaurador que levará ao sucesso clínico das restaurações.

Em tempos contemporâneos as restaurações dentárias com compósito de resina tem sido o procedimento mais realizado no corpo humano em todo o mundo, sendo mais de quinhentos milhões de tal procedimento (ROSATTO *et al*, 2015; SOARES *et al*, 2017). No entanto a qualidade das restaurações seja ela direta ou indireta está diretamente relacionada com a polimerização adequada dos componentes químicos da resina. O fato de o polímero ocupar menor espaço que o monômero é conhecido como contração de polimerização (SOARES *et al*, 2017).

A contração de volume das resinas composta varia de 1% a 6% dependendo do processo de polimerização (SOARES *et al*, 2017). Esse encolhimento sofrido pela resina composta após a polimerização tem sido um viés para uma boa performance clínica das restaurações realizadas com resina composta (VIANGRE *et al*, 2016; LABIB *et al*, 2015). A contração de polimerização é dividida em duas fases relacionadas com o desenvolvimento do módulo de elasticidade, sendo elas a fase pré-gel e a fase pós-gel. Na fase pré-gel o material é capaz de fluir, aliviando as tensões no interior da restauração. Após a geleificação do material as tensões que são geradas devido ao aumento no módulo de elasticidade, assim, a rigidez resulta em transferência das tensões para a estrutura ou interface dente/restauração. (BICALHO *et al*, 2014).

Para mensurar a contração de polimerização de resinas compostas tem sido empregado dilatômetros de mercúrio e métodos transdutores. (BOARO *et al*, 2010). No entanto, estas técnicas fornecem apenas valores de contração volumétrica total.

Uma versão modificada do método de extensometria tem sido usado para determinar a contração pós-gel de compósitos, que é a fase onde as tensões são desenvolvidas. (SOARES *et al*, 2017; BICALHO *et al*, 2014).

As resinas compostas são constituídas por três elementos básicos como, matriz formada basicamente por monômeros de dimetacrilato, cargas minerais ou organominerais e o agente de união como, por exemplo, o silano, responsável pela ligação química entre material e dente (JAGER *et al*, 2016; GERHARDT *et al*, 2013). Monômeros como bis-GMA e TEGDMA podem apresentar até 12,5% de contração volumétrica, este valor pode ser reduzido com o acréscimo de partículas inorgânicas, levando a contração de polimerização a ser dependente da concentração da carga, das características de polimerização, do volume dos incrementos e do tamanho da cavidade (FERRACANE *et al*, 2011; SOARES *et al*, 2017; BICALHO *et al*, 2014).

As resinas bulk fill são formadas pela junção de uma matriz orgânica, partículas de carga, moléculas iniciadoras de polimerização e agentes de união que possibilita a união da matriz orgânica e as partículas de carga. As resinas bulk fill podem se apresentar em diferentes formulações, as de baixa viscosidade (flow) e a de alta viscosidade. Sendo que as resinas flow indicadas como material de base, necessitando de incremento de 2 mm de resina convencional, já as resinas bulk fill de alta viscosidade, podem ser inserida em um único incremento em toda a cavidade. Em relação a sua composição química das resinas bulk fill são bem semelhante às resinas nanohíbridas e microhíbridas, possui em sua matriz orgânica monômeros como bis-GMA, UDMA, TEGDMA e Bisfenol-A-etoxilato dimetacrilato (EBADMA) e as partículas inorgânicas são semelhantes à nanohíbridas e microhíbridas. Há uma diferença na estrutura química do monômero de Bowen Bis-GMA e do monômero UDMA que possuem hidroxila livre no Bis-GMA, dimetacrilato de uretano alifático, dimetacrilato de uretano aromático (AUDMA) e metacrilatos ramificados (FERREIRA e NETO, 2017).

A contração de polimerização gera deformação nas resinas composta levando a tensão, decorrente da união do material restaurador às paredes da estrutura dental. O estresse gerado da contração é emitido ao dente podendo levar a deformação de cúspide, fendas de esmalte, gerando assim falhas na união entre dente e material restaurador comprometendo diretamente o processo de união adesiva (VINAGRE *et al*, 2016). As propriedades mecânicas das resinas bulk fill tem

mostrado que a inserção na cavidade em grande quantidade, revela que esses materiais apresentam baixa contração de polimerização (FERREIRA e NETO, 2017).

As resinas bulk fill surgiram com uma proposta de um material restaurador promissor na odontologia restauradora, uma vez que este material apresenta algumas vantagens em relação à resina composta convencional. As resinas bulk fill podem ser aplicadas na cavidade dentária em incremento único com uma camada de até 4 mm de profundidade e polimerizadas. As resinas de preenchimento único (Bulk Fill) podem ser aplicadas em incremento único de até 4 mm de profundidade reduzindo os passos clínicos a serem executados. A resina bulk fill apresenta alta translucidez de cor, que favorece que a luz penetre uma profundidade polimerizando todo o corpo da resina (MOHARAM *et al*, 2017). As resinas de preenchimento único apresentam um menor estresse de contração após polimerização, uma redução na deformação de cúspide em cavidades de classe II, uma excelente força de união independente do tipo de cavidade e técnica de inserção do material. Clinicamente os compósitos de resina bulk fill têm apresentado alta performance e desempenho e redução significativa do tempo clínico (GAINANTZPOULOU *et al*, 2016; ILIE, STARK, 2014; MOHARAM *et al*, 2017). As resinas bulk fill apresentam vantagens sobre as resinas convencionais, uma vez que uma das grandes preocupações é a contração de polimerização que está intimamente proporcional à quantidade de luz que recebem para se polimerizarem, sendo assim as resinas bulk fill necessitam de apenas uma fotoativação para polimerizarem por completo (NAGI *et al*, 2015). Já em relação à flexão de cúspide as resinas bulk fill apresentam resultados significativamente menores do que os compósitos convencionais (FRANCIS *et al*, 2015). Assim suas propriedades mecânicas são menores quando comparada ao compósito nano-híbrido convencional, ocasionando um possível resultado controverso se utilizado para fins de restaurações sobre alta carga oclusal. (LEPRINCE *et al*, 2014). O elevado conteúdo orgânico presente neste material também pode apresentar desvantagens por possibilitar uma maior contração de polimerização e diminuir a sua resistência ao desgaste (KUGEL, 2000).

No que diz respeito às características de polimento, a presença de partículas de carga menores irão garantir um melhor polimento e brilho, porém essa redução das partículas fará com que a resina superficial tende mais facilmente a se desprender frente a desafios mecânicos, como a mastigação, atrito entre dentes e

escovação, sendo assim outra desvantagem das resinas bulk fill (FERRACANE *et al*, 2011).

ILIE (2014) em seu estudo disse que existem poucos resultados clínicos e estudos laboratoriais existentes sobre as resinas bulk fill, pois ainda é pouco conhecida e extremamente recente no mercado, apresentando assim poucas opções de cor e nenhum estudo de durabilidade ao longo prazo.

De acordo com a pesquisa realizada verificamos que mais pesquisas são necessárias com as resinas “Bulk Fill” a fim de aprimorar o material restaurador. Porém, dentro do levantamento bibliográfico sobre resinas Bulk Fill, elas podem polimerizar em incremento único até 4 mm mantendo uma rigidez constante em todo corpo do material, a deformação de cúspide ocorre em menor grau quando comparada com as resinas convencionais, a integridade de união entre o material restaurador (bulk fill) e estrutura dentária ocorre de forma efetiva e satisfatória reduzindo assim o surgimento de fendas que podem levar ao manchamento marginal, cárie secundárias e possível patologia pular.

A resina composta bulk fill é atual na odontologia, não havendo assim muitas pesquisas e trabalhos científicos que defendam o uso dela no consultório, chamando atenção apenas por ser uma técnica rápida e prática para os cirurgiões dentistas, trazendo vários benefícios como a praticidade no tempo de trabalho principalmente em odontopediatria e facilidade de manuseio, porém, ainda não há estudos que comprovem a sua efetividade e durabilidade ao longo prazo.

6 CONCLUSÃO

De acordo com os resultados da presente revisão bibliográfica, pode concluir-se que as resinas Bulk Fill ou de incremento único são capazes de polimerizar efetivamente nas profundidades de 4-5 mm, contribuindo para a diminuição das tensões de polimerização e conseqüentemente da flexão de cúspide.

REFERÊNCIAS

ANUSAVICE, Kenneth J; SHEN, Chiayi; RAWLS, H. Ralph. **Phillips materiais dentários**. Rio de Janeiro: 12^a ed. Elsevier, 2013, cap.12, p. 258; 277-278.

ASSED, S. **Odontopediatria, bases científicas para prática clínica**. 1.ed. São Paulo: Artes Médicas, 2005. cap. 9, p. 270.

BARATIERI, Luiz Narciso; JR, Sylvio Monteiro. **Odontologia restauradora, fundamentos e técnicas**. 1.ed. São Paulo: Santos, 2013. cap. 6, p. 114.

BICALHO, A.; et al. Incremental filling technique and composite material-part II: shrinkage and shrinkage stresses. **Oper Dent**. v. 39, n. 2, p. 83-92, mai./abr. 2014.

BOARO, L.; et al. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. **Dent Mater**, v.26 n. 12, p. 1144-50, ago. 2010.

BOWEN, R.L.; Wahsington, C. D. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. **The Journal of the American Dental Association**, v. 66, n. 1, p. 58-64, jan. 1963.

DO, T; et al. Cuspal flexure, depth-of-cure, and bond integrity of bulk-fill composite. **Pediatric Dentistry**, v. 36, n. 7, p. 468-73, nov./dez. 2014.

EL-SAFETY, S. et al. Nanomechanical properties of dental resin composites. **Dent Mater**, v. 28, n. 12, p. 1292-300, dez. 2012.

FEJERSKOV, O; KIDD E. **Cárie dentária a doença e seu tratamento clínico**. São Paulo: 2^a ed. Santos, 2015 cap. 1, p. 4-6.

FERRACANE, J. L. Resin composite-state of the art. **Dent Mater**, v. 27, n. 1, p.29-38, jan. 2011.

FERREIRA, Ariane Brito; NETO, Ermenegildo Fialho Silva. **Utilização das resinas compostas bulk fill: uma revisão de literatura**. 2017. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharel em Odontologia) - Faculdade Integrada de Pernambuco (Facipe), Recife, 2017.

FRANCIS, A.V.; et al. Cuspal flexure and extent of cure of a bulk-fill flowable base composite. **Operative Dentistry**, v. 40, n. 5, p. 515-523, set./out. 2015.

FRONZA, Bruna Marin. **Avlição de propriedades físico-químicas de compósitos resinosos bulk-fill**. 2015. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, São Paulo, 2015.

FRONZA, B. M.; et al. Inorganic composition and filler particles morphology of bulk fill composite. **Dent Mater**, v.29, n. 1, p. 47, 2013.

GAINTANTZOPOULOU, D. M.; et al. Evaluation of cavity wall adaptation of bulk esthetic materials to restore class II cavities in primary molars. **Clin Oral Invest.** v. 21, n. 4, p. 1063-1070, mai. 2016.

GARAPATI, S.; et al. Cuspal Movement and Microleakage in Premolar Teeth Restored with Posterior Restorative Materials. **Journal of International Oral Health;** v. 6, n. 5 p. 47-50, jun. 2014.

GERHARDT, K.; et al. Bulk and surface properties related to composite filler size. **Braz J Oral Sci.** v.12, n. 4, p. 323-329, dez. 2013.

ILIE, N.; Stark, K. Curing behavior of high-viscosity bulk-fill composites. **J Dent,** v. 42, n. 8, p. 977-985, ago. 2014.

JAGER, S.; et al. Dynamic termo-mechanical properties of various flowable resin composites. **J Clin Exp Dent,** v. 8, n. 5, p. e534-9, dez. 2016.

JANG, H.; et al. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk-fill resin composites and highly filled flowable resin. **Operative Dentistry.** v. 40, n. 2, p. 172-180, mar. 2014.

JUNIOR, Ezequias Costa Rodrigues. **Estudo de propriedades de resinas compostas bulk fill.** 2015. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2015.

KUGEL, G.; et al. One year clinical evaluation of surefil packble composite. **Compendium of Continuing Education in Dentistry.** v. 20, n. 4, p. 544-550, jun. 2000.

KUGEL, G. Direct and indirect adhesive restorative materials: a review. **Am J Dent.** v. 13, p. 35-40, nov. 2000.

KUMAGAI, Rose Yakushujin. **Resistência de união de uma resina composta fluida "BULK FILL" à parede gengival de cavidades classe II MOD.** 2015. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Centro de Pós Graduação e Pesquisa, Univerisdade Guarulhos, Guarulhos, São Paulo, 2015.

LABIB, M. L.; et al. Evaluation of cuspal deflection in premolar teeth restored with low shrinkable resin composite (in vitro study). **Journal of International Society of Preventive e Community Dentistry,** v. 5, n. 6, p. 470-75, nov. 2015.

LEPRINCE, J. G.; et al. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. **J Dent,** v. 42, n. 8, p. 993-1000, ago. 2014.

MAHARAM, L. M.; et al. The effect of diferente insertion techniques on the depth of cure and vickers surface micro-hardness of two bulk-fill resin composite material. **J. Clin Exp Dent,** v. 9, n. 2, p. 266-71, fev. 2017.

NAGI, S. M.; LAMIAA, M. M.; MOHARAM, H. Z.; Effect of resin thickness, and curing time on the micro-hardness of bulk-fill resin composites. **J. Clin Exp Dent**, v. 7, n. 5, p. 600-4, set. 2015.

ROSSATTO, C.; et al. Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. **Journal of Dentistry**, v. 43, n. 12, p. 1519-1528, dez. 2015.

SANTOS, R. S. S. **Adaptação externa de restaurações classe II utilizando dois tipos de sistemas adesivos e resina bulk fill**. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Universidade CEUMA, São Luís, 2015.

SOARES, C. J.; et al. Polymerization shrinkage stress of composite resins and resin cements - What do we need to know? **Braz. Oral Res.**, v. 31, n. supl.1, p. 49-63, ago. 2017.

VAN ENDE, A.; et al. Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. **Dent Mater**, v. 29, n. 3, p. 269-277, mar. 2013.

VINAGRE, A.; et al. Cuspal displacement induced by bulk fill resin composite polymerization: Biomechanical evaluation using fiber Bragg Grating Sensor. **International Journal of Biomaterials**, abr. 2016.

ZORZIN, J.; et al. Bulk-fill resin composites: Polymerization properties and extended light curing. **Dental materials**, v. 31, n. 3, p. 293-301, mai. 2015.