UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

MARIA JULIA VALENTINI FRANCISCO

AVALIAÇÃO DA MICRODUREZA DE SUPERFÍCIE E PROFUNDIDADE DE COMPÓSITOS BULK-FILL E CONVENCIONAIS

PIRACICABA
2019

MARIA JULIA VALENTINI FRANCISCO

AVALIAÇÃO DA MICRODUREZA DE SUPERFÍCIE E PROFUNDIDADE DE COMPÓSITOS BULK-FILL E CONVENCIONAIS

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para obtenção do título de Cirurgião Dentista.

Orientador: Profa. Dra. Débora Alves Nunes Leite Lima

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DO TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO APRESENTADO PELA ALUNA MARIA JULIA VALENTINI FRANCISCO E ORIENTADA PELA PROFA. DRA. DÉBORA ALVES NUNES LEITE LIMA.

PIRACICABA
2019

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

F847a

Francisco, Maria Julia Valentini, 1995-
Avaliação da microdureza de superfície e profundidade de compósitos bulk-fill e convencionais / Maria Julia Valentini Francisco. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2019.

Orientador: Débora Alves Nunes Leite Lima.
Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Resinas compostas. I. Lima, Débora Alves Nunes Leite,1978-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações adicionais, complementares

Palavras-chave em inglês:
Composite resins
Titulação: Cirurgião-Dentista
Data de entrega do trabalho definitivo: 01-10-2019

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho e todas as outras conquistas de minha vida a minha família, principalmente a Deus, os meus pais e irmãos, por estarem sempre comigo.

AGRADECIMENTOS

A Deus, serei eternamente grata pelos caminhos que iluminou e pelas dificuldades que me ajudou a enfrentar e fizeram tornar meu sonho possível.

Serei eternamente grato aos meus pais, Lia Mara e Luiz Benjamim, por todo o amor, educação e carinho que me deram por toda a minha vida. Por acreditarem e me apoiarem em todos os momentos para concretizar mais uma etapa.

Aos meus irmãos Luiz Guilherme e Jose Victor, por serem os melhores amigos e companheiros que a vida me deu.

Aos meus amigos de faculdade, em especial, Maria Julia Assis, Beatriz Hidalgo, Beatriz Martins e Maria Vitória Bello Avolio, por tornarem esses cinco anos mais tranquilos e fáceis de serem enfrentados. Pelas inúmeras risadas e momentos de descontração que me proporcionaram. Pelas ajudas e apoio que me deram frente às dificuldades que enfrentei. Obrigada.

Aos meus amigos de longa data pelo suporte e por manterem nossas amizades intactas por todos esses anos.

Agradeço a minha orientadora, professora Dra. Débora Alves Nunes Leite Lima, por me proporcionar o trabalho científico e por todo o conhecimento transmitido.

Às pós-graduandas Bruna Guerra Silva e Renata Pereira, por me ajudarem durante o projeto, por sanarem minhas dúvidas ao longo dessa caminhada e por tornarem minhas guias e companheiras nessa jornada.

À Unicamp, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, todos os professores e funcionários, por fazerem parte desse processo qualificado de formação profissional.

RESUMO

Este estudo objetivou avaliar a microdureza Knoop na superfície e em diferentes profundidades de três compósitos convencionais e três compósitos Bulk-Fill de alta viscosidade. Para isso, foram confeccionadas 60 amostras (n=10) em forma de cilindro divididas em 6 grupos experimentais de acordo com o compósito utilizado (Tetric N-Ceram convencional, Tetric N-Ceram Bulk-Fill – IVOCLAR VIVADENT, Filtek Z350 XT, Filtek One Bulk-Fill – 3M ESPE, Aura Convencional, Aura Bulk-Fill - SDI). Um incremento de cada compósito foi inserido em uma matriz de teflon de 4mm de altura e fotoativado com fotopolimerizador Valo (Ultradent) em modo Standard por 20s. Após 24hs, as amostras foram submetidas ao ensaio de Microdureza Knoop para avaliação da microdureza de superfície e em diferentes profundidades: 0,5mm; 1,5mm; 2,5m; 3,5mm. Os dados comparativos entre todos os compósitos foram submetidos à análise estatística ANOVA em esquema de parcelas subdivididas, sendo as parcelas representadas pelos compósitos e as subparcelas pelas profundidades. As comparações múltiplas foram realizadas pelo teste de Tukey. As análises foram realizadas no programa SAS, com nível de significância de 5%. Os resultados mostraram que, embora não houvesse interação significativa entre os fatores compósito e profundidade ($p>0,05$), o compósito Filtek Z350 XT apresentou microdureza significativamente maior que os demais e o compósito Aura a menor ($p<0,05$). Nenhuma diferença entre os compósitos Tetric N-Ceram Bulk-Fill, Aura Bulk-Fill e Tetric N-Ceram convencional foram observados ($p>0,05$). Sendo assim, pode-se concluir que quando comparadas nas diferentes profundidades, tanto as resinas convencionais quanto as do tipo bulk-fill, a utilização de incrementos de 1,5 e 2,5mm garantem uma maior microdureza superficial a restauração independente do compósito resinoso.

Palavras-chave: Dureza. Compósito convencional. Compósito resinoso. Resina.

ABSTRACT

This study aimed to evaluate Knoop microhardness on the surface and at different depths of three conventional composites and three high viscosity Bulk-Fill composites. For this, 60 samples (n = 10) were made in a cylinder shape divided into 6 experimental groups according to the composite used (Tetric N-Ceram Conventional, Tetric N-Ceram Bulk-Fill - IVOCLAR VIVADENT, Filtek Z350 XT, Filtek One Bulk-Fill - 3M ESPE, Conventional Aura, Aura Bulk-Fill - SDI). An increment of each composite was inserted into a 4mm high Teflon matrix and light-activated with Standard mode Valo Light Curing (Ultradent) for 20s. After 24 hours, the samples were submitted to the Knoop Microhardness test to evaluate the surface microhardness and at different depths: 0.5mm, 1.5mm, 2.5m, 3.5mm. The comparative data between all composites were submitted to ANOVA statistical analysis in a split plot scheme, with the plots represented by the composites and the subplots by the depths. Multiple comparisons were performed by Tukey test. Analyzes were performed using the SAS program, with a significance level of 5%. The results showed that, although there was no significant interaction between the composite and depth factors ($p > 0.05$), the Filtek Z350 XT composite had significantly higher microhardness than the others and the smaller Aura composite ($p < 0.05$). No differences between Tetric N-Ceram Bulk-Fill, Aura Bulk-Fill and conventional Tetric N-Ceram composites were observed ($p > 0.05$). Thus, it can be concluded that when compared at different depths, both conventional and bulk-fill resins, the use of 1.5 and 2.5mm increments ensure a greater surface microhardness restoration independent of the resin composite.

Key words: Hardness. Conventional composite. Composite Resins. Resin.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 9

2 REVISÃO DE LITERATURA 11

3 PROPOSIÇÃO 17

4 MATERIAIS E MÉTODOS 18

5 RESULTADOS 23

6 DISCUSSÃO 26

7 CONCLUSÃO 28

8 REFERÊNCIAS 29

ANEXOS 36

1 INTRODUÇÃO

O compósito resinoso fotopolimerizável vem sendo utilizado ao longo das últimas décadas como substituto ao amálgama em restaurações odontológicas. Além de sua aparência estética, o material apresenta bom desempenho clínico tanto em dentes anteriores quanto posteriores. Como vantagem ainda, as restaurações realizadas com compósito não requerem preparos extensivos, preservando a estrutura dental (Kruly et al., 2018).

O compósito fotopolimerizável, no entanto, possui suas desvantagens, como a contração de polimerização, proveniente da aproximação dos monômeros durante a polimerização, e a tensão de contração, produto da limitação da contração livre do polímero (Fronza, 2015; Ferracane e Hilton, 2016). Para minimizar a tensão de contração e suas possíveis consequências, como a deflexão de cúspides e formação de fendas marginais, estudos mostraram que o compósito deve ser aplicado em incrementos de até 2mm de espessura, assegurando maior grau de conversão monomérico e redução da tensão de contração, devido a diminuição de volume de material e fator-C (Borges et al., 2014). Considerando que cada incremento deve ser fotoativado por 20s, contudo, o procedimento restaurador demanda muito tempo clínico.

A fim de aprimorar as propriedades dos compósitos e facilitar o procedimento restaurador, em 2010 a Odontologia Restauradora teve um grande marco, quando a empresa estadunidense Dentsply Sirona lançou no mercado o primeiro compósito Bulk-Fill, Surefil SDR Flow, capaz de ser fotoativado em incrementos de 4mm (Corral et al., 2015). Além da economia de tempo no procedimento restaurador, o fabricante defende que o compósito possui um componente modulador de polimerização que resulta em baixa tensão de contração de polimerização.

Desde então, as técnicas de restauração em incremento único com compósitos Bulk-Fill tornaram-se amplamente estudadas e diversos materiais foram criados e ofertados no mercado odontológico. Entre as estratégias na formulação dos compósitos Bulk-Fill, estão o uso de fotoativadores mais reativos, capazes de absorver energia de irradiação mesmo em camadas mais profundas; a diminuição na quantidade de partículas, tornando o compósito mais translúcido e favorecendo a transmissão de luz; o uso de monômeros singulares que funcionam como liberadores de tensão; e a incorporação de diferentes tipos de partículas, tais como partículas pré-polimerizadas e segmentos de fibra de vidro (Alqahtani et al., 2015; Fronza et al., 2015; Pereira, 2017).

Embora todas as modificações pareçam promissoras para a obtenção de sucesso em um procedimento restaurador mais rápido e eficiente, até o momento não há consenso na literatura a respeito da real vantagem da utilização de compósitos Bulk-Fill. Enquanto alguns estudos sugerem que os novos compósitos possuem benefícios sobre os compósitos convencionais (Fronza et al., 2015; Vinagre et al., 2016;), outros reportam desempenho semelhante entre os dois tipos de compósitos, com algumas vantagens entre um e outro, dependendo da propriedade testada (Benetti et al., 2015; Pereira, 2017). Há ainda que se considerar os resultados de estudos que mostram que a polimerização de alguns compósitos Bulk-Fill não é uniforme (Fronza et al., 2015) e que inclusive, sua profundidade de polimerização é menor do que a afirmada pelos fabricantes (Benetti et al., 2015; Yap et al., 2016; Yokesh et al., 2017).

Assim, novas pesquisas são necessárias para avaliar se os compósitos Bulk-Fill realmente representam uma inovação odontológica e são seguros para serem usados propiciando restaurações que apresentem propriedades físicas satisfatórias.

2 REVISÃO DE LITERATURA

As resinas compostas foram introduzidas no campo da odontologia conservadora para minimizar as desvantagens das resinas acrílicas que substituíram os cimentos de silicato, os únicos materiais estéticos anteriormente disponíveis na década de 1940. Em 1955, o Buonocore deu início ao condicionamento ácido com o uso de ácido ortofosfórico para melhorar a adesão de resinas acrílicas à superfície do esmalte. Em 1962, Bowen desenvolveu o monômero Bis-GMA, na tentativa de melhorar as propriedades físicas das resinas acrílicas, pois seus monômeros apenas permitiam a formação de polímeros de cadeia linear (Bowen, 1963). Esses compósitos curados quimicamente precocemente exigiram que a pasta base fosse misturada com o catalisador, levando a problemas com as proporções, processo de mistura e estabilidade da cor (Kinomoto et al., 1999). A partir de 1970, materiais compósitos polimerizados por radiação eletromagnética desapareceram da mistura e de suas desvantagens. Inicialmente, uma fonte de luz ultravioleta (365nm) foi usada para fornecer a energia luminosa necessária, mas sua polimerização superficial e efeitos colaterais iatrogênicos levaram à sua substituição pela luz visível (427-491nm), atualmente em uso e passando por maior desenvolvimento (Kofmann et al., 2002). O desenvolvimento de compostos tem sido e continua sendo incessante, tornando necessário manter-se atualizado continuamente.

As propriedades físicas, mecânicas e estéticas e o comportamento clínico dos compósitos dependem de sua estrutura. Basicamente, os compósitos dentários são compostos de três materiais quimicamente diferentes: a matriz orgânica ou a fase orgânica; a matriz inorgânica, carga ou fase dispersa; e um organossilano ou agente de acoplamento para ligar o material de enchimento à resina orgânica. Este agente é uma molécula com grupos silano em uma extremidade (ligação iônica ao SiO2) e grupos metacrilato na outra (ligação covalente com a resina) (Goldstein, 2002). A matriz orgânica das resinas compostas é composta, em essência, de um sistema de monomonitores, di ou trifuncionais; um sistema de iniciação da polimerização por radicais livres, que em resinas compostas fotocuráveis é uma alfa-dicetona (canforoquinona) usada em combinação com um agente redutor de amina alifática terciária (4-n, n-dimetilamino-fenil-etanol, DMAPE) e quimicamente, os curáveis são um peróxido de benzoílo por composto, usado em combinação com uma amina terciária aromática (n, n-di-hidroxietil-p-toluidina); um sistema de aceleração (dimetilaminoetil metacrilato ou DMAEM, etil-4-dimetilaminobenzoato ou EDMAB, ou N, N-cianoetilmetilanilina ou CEMA), que atua no iniciador, permitindo que a cura ocorra em um tempo clinicamente aceitável; um sistema estabilizador ou inibidor, como éter hidroquinona-monometílico, para maximizar a vida útil do produto antes da cura e sua estabilidade química posteriormente; e,

finalmente, absorvedores de comprimentos de onda ultravioleta abaixo de 350 nm, como 2-hidroxi-4-metoxibenzofenona, para fornecer estabilidade de cor e eliminar os efeitos da luz UV nos compostos amina no sistema iniciador que podem causar descoloração no meio a longo prazo (De la Macorra, 1999).

O sistema de monômero pode ser visto como a base estrutural do sistema de resina composta. O Bis-GMA continua sendo o monômero mais usado na fabricação de compósitos atuais; sozinho ou em conjunto com o dimetacrilato de uretano, constitui cerca de 20% das composições de resina composta padrão. Como regra geral, é aceito que quanto menor o peso molecular médio da combinação de monômeros ou monômeros, maior a porcentagem de retração. Como essa resina é altamente viscosa, para facilitar o processo de fabricação e o manuseio clínico, ela é diluída com outros monômeros de baixa viscosidade (baixo peso molecular) que são considerados controladores de viscosidade, como dimetacrilato de bisfenol A (Bis-DMA), dimetacrilato de etileno glicol (EGDMA), dimetacrilato de trietileno glicol (TEGDMA), metacrilato de metila (MMA) ou dimetacrilato de uretano (UDMA) (Culbertson et al., 1997, Holter et al., 1997).

A polimerização de compósitos sempre envolve um grau de retração, dependendo da matriz orgânica. Consequentemente, para reduzir esse efeito negativo, a indústria odontológica testou uma grande variedade de monômeros, incluindo espiroortocarbonatos (SOCs), que expandem (Millich et al., 1998) combinações de sistemas de epóxipoliol, que mostram 40%-50% menos de contração *in vitro* do que os sistemas tradicionais, as resinas à base de siloxano-oxirano patenteadas pela 3M-Espe (Tilbrook, 2000) ou o uso de moléculas de alto peso molecular, como dimetacrilato de multietileno glicol e copolímeros que conseguem atingir 90%-100% de conversão por reduzindo as ligações C=C. Ormocers (compósitos modificados com cargas orgânicas e inorgânicas) também demonstraram sua capacidade de reduzir o encolhimento, embora minimamente (Manhart et al., 2000). No entanto, atualmente os principais fabricantes de compósitos dentários ainda se concentram nos sistemas tradicionais, adicionando principalmente um monômero Bis-GMA/TEGDMA ou uma combinação Bis-GMA/UEDMA/TEGDMA à matriz orgânica.

A fase dispersa das resinas compostas é composta por um material de carga inorgânico que, em essência, determina as propriedades físicas e mecânicas do compósito. A natureza do material de enchimento, como é obtido e quanto é adicionado, decide em grande parte as propriedades mecânicas do material de restauração. As partículas de carga são adicionadas à fase orgânica para melhorar as propriedades físicas e mecânicas da matriz orgânica, portanto, incorporar a maior porcentagem possível de carga é um objetivo fundamental. O material de enchimento reduz o coeficiente de expansão térmica e o

encolhimento geral da cura, fornece radio-opacidade, melhora o manuseio e melhora os resultados estéticos (Labella et al., 1999). As partículas de carga utilizadas variam amplamente em sua composição química, morfologia e dimensões. A carga principal é dióxido de silício; silicatos de boro e silicatos de alumínio e lítio também são comumente empregados. Em muitos compósitos, o quartzo é parcialmente substituído por partículas de metais pesados, como bário, estrôncio, zinco, alumínio ou zircônio, que são opacos por rádio. Atualmente, estão em busca de materiais, como o metafosfato de cálcio, que são menos difíceis que os de vidro e, portanto, causam menor desgaste no dente oposto (Xu, 1999).

A nanotecnologia levou ao desenvolvimento de uma nova resina composta caracterizada por conter nanopartículas medindo aproximadamente 25 nm e nanoagregados de aproximadamente 75nm, que são compostos de partículas de zircônio/sílica ou nanosílica. Os agregados são tratados com silano para que se liguem à resina. A distribuição do material de enchimento (agregados e nanopartículas) gera uma carga elevada, até 79,5% (Geraldi e Perdigão, 2003). Como o tamanho da partícula é menor, as resinas feitas com esse tipo de partícula dão à restauração um acabamento melhor, o que é observado em sua textura da superfície e a probabilidade de biodegradação do material ao longo do tempo é reduzida. Essa tecnologia também alcançou propriedades mecânicas suficientemente competentes para que a resina seja indicada para uso nos setores anterior e posterior. Também deve ser mencionado que o menor tamanho das partículas leva a um menor encolhimento da cura, cria uma menor deflexão da parede da cúspide e reduz a presença de microfissuras nas bordas do esmalte, responsáveis por vazamentos marginais, alterações de cor, penetração bacteriana e possíveis pós- sensibilidade operatória (Meyer et al., 2003). A desvantagem é que, como as partículas são tão pequenas que não refletem a luz, elas são combinadas com partículas de tamanho maior, com um diâmetro médio dentro dos comprimentos de onda da luz visível (ou seja, em torno ou abaixo de (1μm)) para melhorar seu desempenho óptico e agir como um substrato.

De forma geral, as resinas compostas foram classificadas de diferentes maneiras, dependendo de sua composição, para facilitar a identificação e utilização dos dentistas para fins terapêuticos. Uma classificação muito popular que ainda é válida é a de Lutz e Phillips, que se baseia no tamanho das partículas de carga. Esses autores dividiram resinas compostas em compostos de macro preenchimento (partículas de 0,1 a 100μ), compósitos de micro preenchimento (partículas de 0,04μ) e compósitos híbridos (materiais de diferentes tamanhos) (Lutz e Phillips, 1983). Uma classificação mais detalhada de Willems e colaboradores é baseada em vários parâmetros, como o módulo de Young, a porcentagem

(em volume) de carga inorgânica, o tamanho das partículas principais, a rugosidade da superfície e a tensão de compressão (Willems et al., 1992).

Embora as resinas compostas têm sido melhoradas ao longo do tempo e tipos diferentes existentes no mercado para desempenhar diferentes funções, estas ainda exigiam um tempo clínico maior por causa da necessidade de trabalhar com pequenos incrementos. Para simplificar e acelerar a colocação de maiores incrementos de resina composta, a Ivoclar em 2004 produziu a resina do tipo bulk-fill, que podem ser colocados em incrementos únicos ou mais profundos. Os compósitos de resina Bulk-fill podem ser colocados nas cavidades dos dentes posteriores em um único incremento de 4-5 mm (Flury et al., 2012; Czasch e Ilie, 2013; Flury et al., 2014). Esses materiais oferecem maior translucidez, permitindo maior dissipação de luz através do material; incorporação de fotoiniciadores mais reativos, que permitem maior profundidade de cura; e incluem monômeros que atuam como moduladores da reação de polimerização, obtendo baixo encolhimento por polimerização (El-Safty et al., 2012; Fronza et al., 2015). Dois tipos desses materiais estão disponíveis comercialmente: compósitos de resina com base e corpo Bulk-fill. Os materiais com base Bulk-fill são compósitos de resina de baixa viscosidade e, portanto, também são conhecidos como compósitos de resina Bulk-fill fluidos (Van Ende et al., 2017). Esses materiais envolvem menor carga de preenchimento do que os compósitos de resina micro-híbridos ou nano-híbridos convencionais/padrão, que requerem preenchimento incremental. Portanto, eles são usados como revestimento/base, seguidos de selamento com os compósitos de resina convencionais. Compostos de resina de corpo Bilk-fill podem ser aplicados em um incremento sem a necessidade de cobertura ou selagem. Devido à sua viscosidade, eles também são chamados de compósitos de resina para preenchimento em massa esculpidos ou em pasta, permitindo a reconstrução das estruturas dentárias perdidas. Além disso, esses materiais possuem alta carga de carga inorgânica e, portanto, são utilizados em áreas de alta carga mastigatória (Alshali et al., 2013; Didem et al., 2014; Miletic et al., 2016; Van Ende et al., 2017).

Vários estudos têm demonstrado que a maior translucidez dos compósitos de resina Bulk-fill (Fronza et al., 2015; Monterubbianesi et al., 2016) e o uso de fotoiniciadores mais reativos (El-Safty et al., 2012) permitem uma maior profundidade de cura, no entanto a maior reatividade permite a inserção do material em incrementos espessos de 4-5 mm, com polimerização uniforme e grau de conversão. Esses fatores são essenciais para obter propriedades mecânicas satisfatórias e, consequentemente, aumentar a longevidade das restaurações (Ibarra et al., 2015; Li et al., 2015). Além disso, os compósitos de resina de Bulk-fill contêm moduladores de polimerização que atingem baixa contração e menos estresse na interface ligada (El-Safty et al., 2012; El-Damanhoury e Platt, 2014; Fronza et al., 2015). A

inserção de incrementos mais espessos também contribui para reduzir a incorporação de vazios aéreos, formando uma unidade restauradora mais homogênea (El-Safty et al., 2012; Fronza et al., 2015).

Estudos têm sido feitos para observar a longevidade das restaurações e de forma geral está relacionada à técnica operatória, bem como às características dos pacientes e da cavidade (Bayraktar et al., 2017). Nesse sentido, um número maior de falhas no material e no dente parece estar relacionado a hábitos parafuncionais, como o bruxismo (Opdam et al., 2014; Van Djiken e Pallesen, 2016; 2017). A falha causada por cárie secundária também tem sido considerada quando observada clinicamente em continuidade com as margens da restauração avaliada (Wilson et al., 2002). A cárie secundária pode estar associada à presença de defeitos marginais em uma restauração (Lynch et al., 2014; Kim et al., 2015) ou a pacientes de alto risco de cárie (Nedeljkovic et al., 2015). No entanto, características como alto índice de cárie e falta de higiene bucal foram consideradas critérios de exclusão na maioria dos estudos de uma revisão sistemática (Veloso et al., 2019). Van Djiken e Pallesen (2016; 2017) não excluíram pacientes com essa condição e confirmaram que a falha causada por cárie secundária estava associada a pacientes com alto risco de cárie. Assim, a cárie secundária pode estar relacionada à falha biológica, e não ao material restaurador utilizado (Sarrett, 2005; Opdam et al., 2014; Nedeljkovic et al., 2015). A presença de cárie secundária também pode estar relacionada a problemas de adaptação marginal e falhas locais, como contaminação com saliva durante o procedimento restaurador (Bayraktar et al., 2017). Uma outra revisão sistemática (Wang et al. 2016) observou que restaurações diretas realizadas com isolamento de barragens de borracha resultaram em uma taxa de falha menor do que restaurações realizadas apenas com rolos de algodão e ejetores de saliva.

A localização e o número de superfícies envolvidas, bem como a extensão das cavidades, também parecem estar relacionados à sobrevida global das restaurações. Estudos tem avaliado restaurações diretas de classe I e II em dentes posteriores (molares e pré-molares). Nedeljkovic e seus colaboradores demonstraram que as restaurações de classe II parecem ser mais propensas ao desenvolvimento de cárie secundária em comparação com as restaurações de classe I (Nedeljkovic et al., 2015). Ástvaldsdóttir et al. (2015) mostraram a taxa de falha parece ser menor para cavidades onde apenas uma superfície é afetada em vez de duas.

A profundidade da cavidade e a extensão são fatores que podem influenciar a sensibilidade pós-operatória (Unemori et al., 2001; Costa et al., 2017). Além do estudo realizado por Karaman et al. (2017), que usaram dentes tratados endodonticamente, um estudo confirmou radiograficamente que todos foram realizados em cavidades de 4 a 5 mm

de profundidade, e todos os outros estudos que avaliaram a sensibilidade pós-operatória não descreveram a profundidade das preparações (Atabek et al., 2017). Outros estudos relataram que a maioria das cavidades era profunda (van Dijken e Pallesen, 2016; 2017). No entanto, uma baixa taxa de falha causada pela sensibilidade pós-operatória foi observada nos estudos incluídos. Este resultado deve ser analisado cuidadosamente, porque um estudo (Alkurdi e Abboud, 2016) continha muitos relatos de sensibilidade inicial com um escore Bravo que depois regrediu, mas não recebeu o escore de Charlie (sensibilidade intensa e intolerável).

O pequeno número de falhas causadas pela sensibilidade pós-operatória pode estar associado ao uso de materiais de revestimento em cavidades profundas (Bayraktar et al., 2017; Çolak et al., 2017) e ao uso de sistemas adesivos autocondicionantes (Manhart et al., 2010). Por outro lado, uma revisão sistemática não encontrou relação estatisticamente significativa entre a sensibilidade pós-operatória e o sistema de ligação utilizado (Reis et al., 2015). Não tem sido descrito associação entre a técnica de colocação do compósito de resina bulk-fill (incremental e bulk-fill) e a profundidade da cavidade na sensibilidade pós-operatória (Costa et al., 2017). Uma revisão da Cochrane encontrou evidências inconsistentes a respeito do uso de revestimentos e falha na restauração, particularmente em relação à sensibilidade pós-operatória (Schenkel et al., 2016).

Além dos já descritos, atualmente tem sido constantemente estudado artifícios e/ou técnicas para identificar as falhas e melhorar as propriedades físicas dos compósitos resinosos. Um estudo recente avaliou a contração de polimerização de diferentes compósitos de resina convencional e Bulk-fill, por meio de tomografia computadorizada e comparação qualitativa da formação de gap através da tomografia de coerência óptica e observaram que na maioria dos compósitos resinosos tinham lacunas na área oclusal (Sampaio et al., 2019). Além disso, outro estudo avaliou a influência da profundidade da cavidade no encolhimento da polimerização de compósitos de resina Bulk-fill com e sem resina adesiva e observaram que o uso de resina adesiva diminui a retração (Ersen et al., 2019). No estudo de Demirel et al (2019) mediram a deflexão volumétrica da cúspide de pré-molares restaurados com diferentes compósitos de resina Bulk-fill e convencional, usando tomografia microcomputada e observaram menor deflexão em resinas Bulk-fill.

3 PROPOSIÇÃO

A proposta deste presente estudo foi avaliar a Microdureza Knoop na superfície e em diferentes profundidades (0,5mm; 1,5mm; 2,5m; 3,5mm) de três compósitos convencionais e três compósitos Bulk-Fill de alta viscosidade.

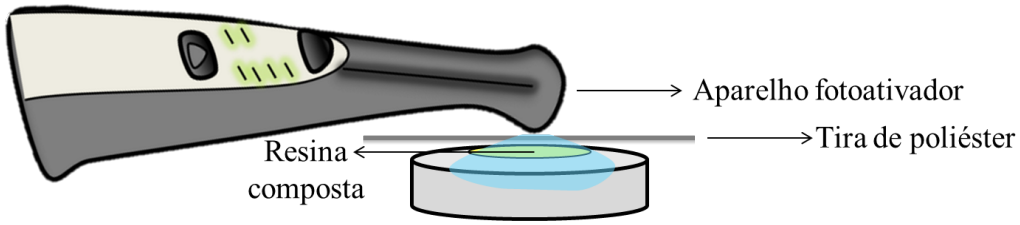
4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Delineamento experimental

Para a realização deste estudo, foram confeccionadas 60 amostras (n=10), de acordo com os grupos experimentais: GRUPO 1: Tetric N-Ceram Convencional (Ivoclar Vivadent, AG, Schaan, Liechtenstein). GRUPO 2: Tetric N-Ceram Bulk-Fill (Ivoclar Vivadent). GRUPO 3: Filtek Z350 XT (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA). GRUPO 4: Filtek One Bulk-Fill (3M ESPE). GRUPO 5: Aura Convencional (SDI, Bayswater, VIC, Austrália). GRUPO 6: Aura Bulk-Fill (SDI). Para isso, matrizes de teflon individualizadas foram utilizadas, tendo cada matriz a forma de um tronco de cilindro, medindo 4 mm de altura por 7 mm de diâmetro, com um orifício central de 4 mm de diâmetro.

A obtenção das amostras foi feita através da inserção do compósito, em um único incremento na cavidade central da matriz, utilizando-se espátula *Suprafill* #1 (Duflex, SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). Uma tira de poliéster foi colocada sobre a matriz de teflon e um peso de 500 g foi posicionado sobre a matriz por 5 segundos. O incremento de compósito foi, então, fotoativado pelo fotopolimerizador Valo (Ultradent, South Jordan, UT, EUA) em modo Standard: 1000 mW/cm^2 durante 20 segundos (20 J/cm^2), conforme Figura 1.

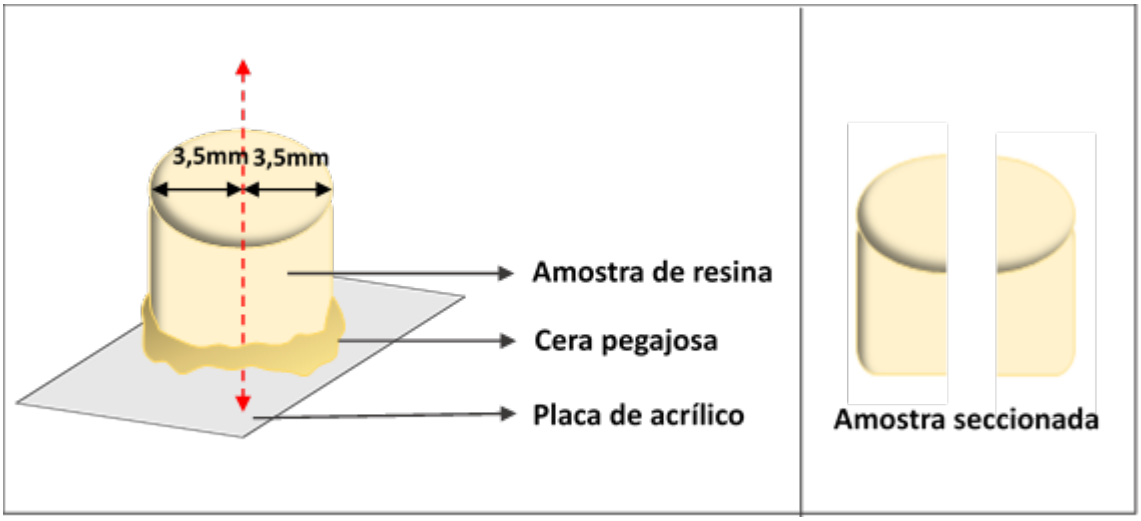
Figura 1 - Esquema ilustrativo do preparo da amostra.



4.2 Preparo das amostras para o ensaio de microdureza de topo e de profundidade

As amostras foram fixadas em placa acrílica com cera pegajosa e foi confeccionado um guia de orientação na porção superficial da amostra, delineando o seccionamento da amostra ao meio. Na sequência, as amostras foram seccionadas através de discos diamantados (Extecdia Wafer Blade 102x0,3x12,7mm) acoplado em uma cortadeira metalográfica (Isomet 1000 Buehler Ltda. Lake, Buff, Il, USA). Deste modo, teremos duas porções da amostra, conforme Figura 2. Em uma porção foi analisada a microdureza de topo, enquanto na outra foi avaliada a microdureza em profundidade, através da exposição da sua parte interna.

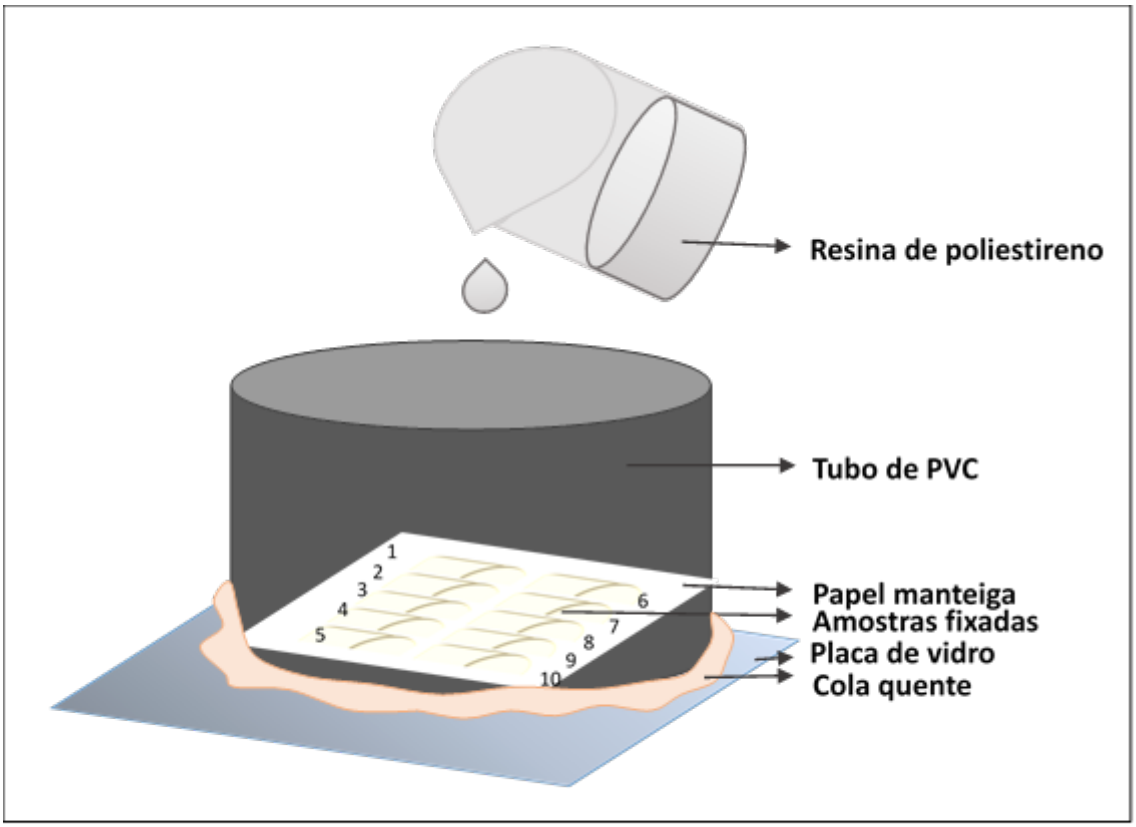
Figura 2 - Esquema ilustrativo do preparo da amostra para o ensaio de microdureza.



4.3 Inclusão das amostras

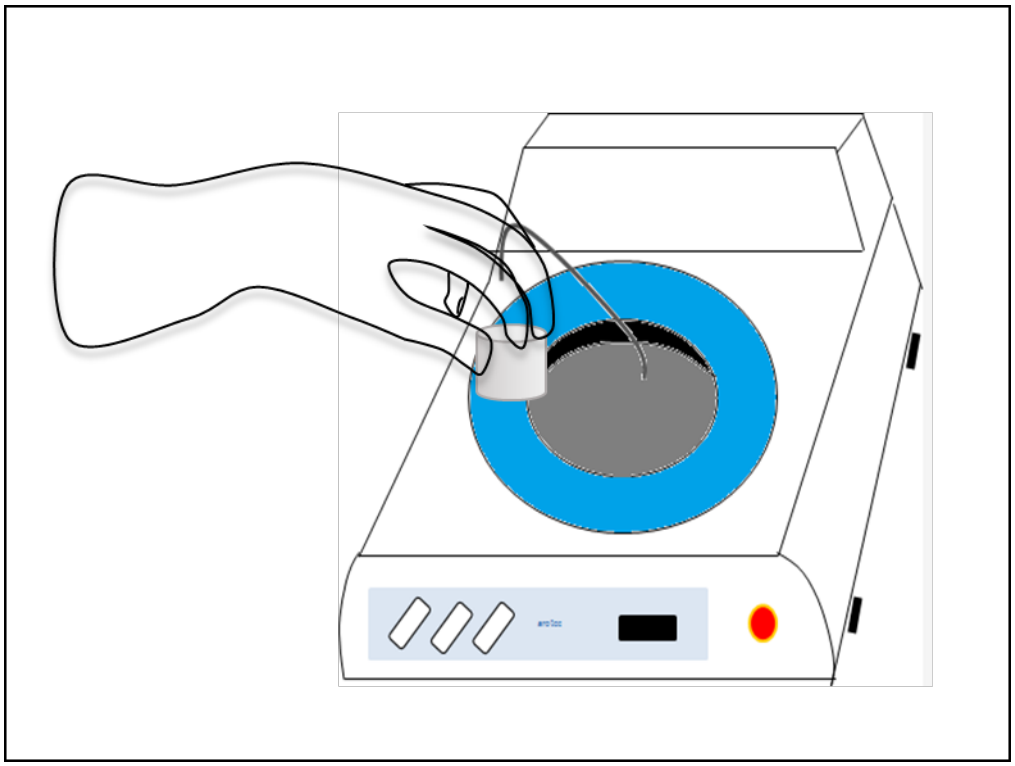
Para facilitar a avaliação da Microdureza Knoop, as amostras foram incluídas em resina de poliestireno (Cromotec, Piracicaba, SP, Brasil). Para isso, amostras de um mesmo grupo foram posicionadas lado a lado e serão devidamente identificadas. As superfícies que foram analisadas a microdureza foram posicionadas sobre papel manteiga. O conjunto foi colocado sobre uma placa de vidro e em volta dele, um cilindro de PVC (Tigre tubos e conexões S/A, Joinville, SC, Brasil) com 10 mm de altura e 30 mm de diâmetro interno foi estabilizado com cola quente (RHAMOS E BRITO), em seguida, foi vertida resina de poliestireno dentro do cilindro, conforme Figura 3, e após sua polimerização, o cilindro de PVC será removido.

Figura 3 - Esquema ilustrativo da inclusão das amostras em resina de poliestireno.



Com as amostras incluídas, suas superfícies foram submetidas a acabamento através de lixas de carbeto de silício (3M ESPE 411Q, Sumaré, SP, Brasil) montadas em politriz elétrica giratória (AROTEC, São Paulo, SP, Brasil), conforme figura 4, sob refrigeração com água, em baixa rotação, durante 2 min para granulações de 600- e 1200-, e por 4 min para a granulação 2500-. Entre cada lixa, as amostras foram limpas em cuba de ultrassom por 10 min (Lavadora ultrassônica 1440 D-, Odontobrás Ind. e Com. Med. Odont. Ltda, Rio Preto, SP, Brasil). Para o polimento da superfície das amostras, foram utilizados discos de feltros (TOP, RAM e SUPRA - AROTEC) associados a pastas diamantadas metalográficas (6µm-TOP, 3µm-RAM, 1µm-SUPRA - AROTEC), juntamente com o lubrificante especifico (AROTEC). Após a obtenção de uma superfície polida, as amostras foram limpas em cuba de ultrassom por 12 min. Deste modo, as amostras foram encontradas preparada para o ensaio de microdureza Knoop.

Figura 4 - Esquema ilustrativo do acabamento e polimento das amostras.



4.4 Ensaio de microdureza Knoop

Para a realização do ensaio de microdureza Knoop, foi necessário que a superfície da amostra a ser medida esteja plana e perpendicular ao penetrador. Para isso, foi utilizado um dispositivo cilíndrico com diâmetro interno de 35mm e altura de 10mm, no qual a amostra foi sobreposta e mantida fixa com auxílio de cera 7 (Asfer, São Caetano do Sul, SP, Brasil). Sobre os cilindros, foi colocado um feltro e o conjunto será levado ao planificador manual-prensa- para obtenção de superfície plana.

Após a planificação do conjunto base/amostra, o mesmo será posicionado no microdurômetro Future Tech - FM - 1 E e o penetrador tipo Knoop será aplicado com carga de 25g durante 20 segundos. Foram realizadas penetrações em diferentes profundidades: 0,5mm; 1,5mm; 2,5mm e 3,5mm, sendo que em cada profundidade serão realizadas 3 penetrações. A média das 3 endentações por profundidade foi calculada, e o valor foi transformado em número de dureza Knoop (KHN – Knoop Hardness Number), utilizando a Equação 1:

$$KHN = L/l^2 . CP$$

Em que:

L = corresponde à carga aplicada;

I = a maior diagonal de penetração e;

CP = a constante da área projetada 14229

4.5 Metodologia estatística

A análise exploratória indicou a transformação raiz quadrada para que os dados atendessem as pressuposições da análise de variância (ANOVA). Após a transformação foi aplicada ANOVA em esquema de parcelas subdivididas, sendo as parcelas representadas pelos compósitos e as subparcelas pelas profundidades. As comparações múltiplas foram realizadas pelo teste de Tukey. As análises foram realizadas no programa SAS (SAS Institute Inc. 2019. SAS® Studio 3.8: User's Guide. Cary, NC: SAS Institute Inc.), com nível de significância de 5%.

5 RESULTADOS

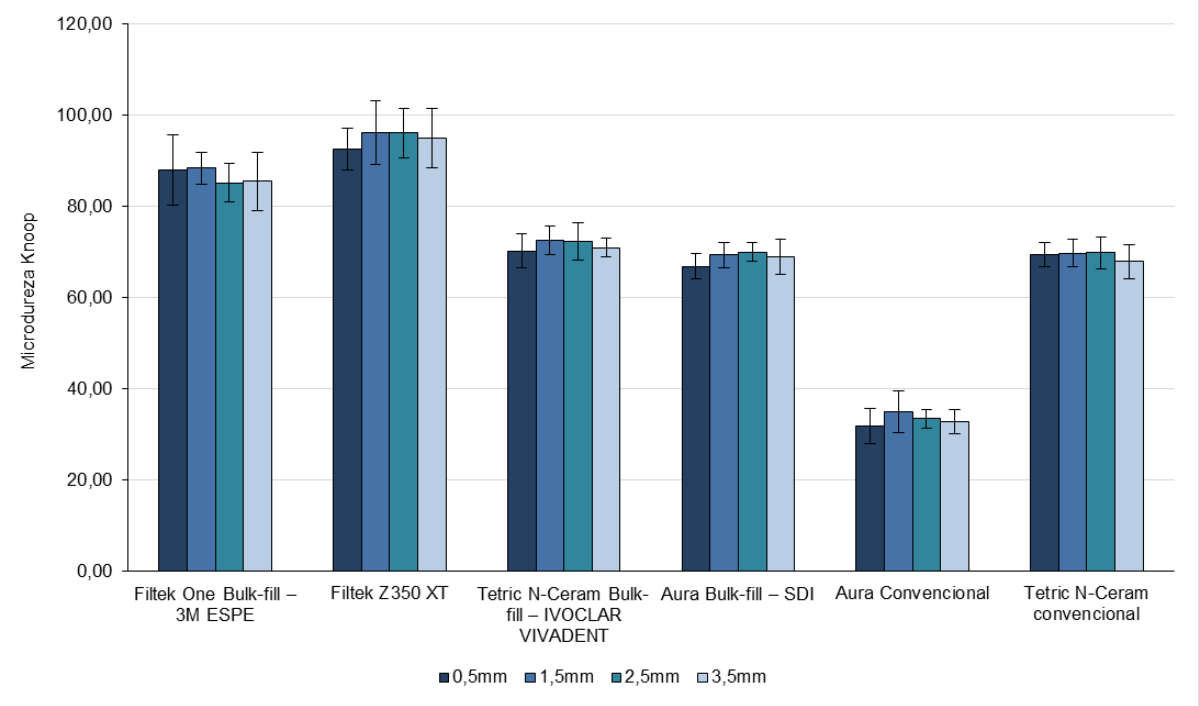
Observa-se na Tabela 1 que não houve interação significativa entre os fatores compósito e profundidade ($p>0,05$). Independente da profundidade, o compósito Filtek Z350 XT apresentou microdureza significativamente maior que os demais ($p<0,05$), Figura 5. O compósito Aura Convencional apresentou microdureza significativamente menor que os demais ($p<0,05$). Não houve diferença significativa entre os compósitos Tetric N-Ceram Bulk-Fill, Aura Bulk-Fill e Tetric N-Ceram convencional ($p>0,05$). Independentemente do compósito, a microdureza foi significativamente menor na profundidade de 0,5mm do que em 1,5 e 2,5 mm ($p<0,05$).

Tabela 1 - Média (desvio padrão) da microdureza Knoop em função do compósito e da profundidade

Compósito	Profundidade				Comparações múltiplas
	0,5mm	1,5mm	2,5mm	3,5mm	
Filtek One Bulk-Fill – 3M ESPE	88,09 (7,68)	88,41 (3,53)	85,23 (4,16)	85,56 (6,38)	b
Filtek Z350 XT	92,60 (4,66)	96,23 (6,96)	96,12 (5,48)	94,94 (6,51)	a
Tetric N-Ceram Bulk-Fill – IVOCLAR VIVADENT	70,22 (3,75)	72,58 (3,16)	72,42 (4,08)	70,94 (2,03)	c
Tetric N-Ceram convencional – IVOCLAR VIVADENT	69,44 (2,69)	69,80 (2,99)	69,82 (3,43)	67,98 (3,75)	c
Aura Bulk-Fill – SDI	66,86 (2,76)	69,38 (2,84)	70,04 (2,00)	68,88 (3,87)	c
Aura Convencional	31,95 (3,85)	34,97 (4,58)	33,48 (2,07)	32,80 (2,69)	d
Comparações múltiplas	B	A	A	AB	

Médias seguidas de letras distintas (maiúsculas na horizontal e minúsculas na vertical) diferem entre si ($p \leq 0,05$). p(compósito)<0,0001; p(profundidade)=0,0069; p(interação)=0,6602.

Figura 5 - Média e desvio padrão da microdureza Knoop em função do compósito e da profundidade



6 DISCUSSÃO

Este trabalho teve como objetivo avaliar quantitativamente a microdureza Knoop na superfície e em diferentes profundidades de três compósitos convencionais e três compósitos Bulk-Fill de alta viscosidade.

Ao analisar os dados obtidos, pode-se concluir que o compósito Filtek Z350 XT apresentou microdureza significativamente maior que os demais. De forma interessante, podemos notar, que independente da profundidade avaliada, o compósito apresentou maior microdureza que o compósito Bulk-fill de mesma marca comercial, Filtek One Bulk-fill. O maior valor de microdureza do Filtek Z350 XT no presente estudo pode ser atribuído à presença de nanofillers e nanoclusters que podem afetar a reflexão da luz e, consequentemente, o grau de conversão. Os aglomerados de zircônia e sílica no Filtek Z350XT apresentam maior dureza e menos solubilidade quando comparados aos outros compósitos avaliados (Souza et al., 2012; Abuelenain et al., 2015).

O compósito Aura convencional, por sua vez, apresentou os menores resultados de microdureza, independente da profundidade avaliada. A resina Aura convencional apresenta em sua estrutura partículas grandes e irregulares, fato que pode afetar seu grau de polimerização, pois torna o feixe de luz disperso quando refletido no compósito, levando a valores mais baixos de microdureza. No entanto, uma variação maior do tamanho das partículas de carga pode explicar um menor valor de microdureza (Abuelenain et al., 2015). Os resultados estão de acordo com estudos anteriores, onde autores relataram aumento da microdureza em compósitos com distribuição uniforme de partículas de carga quando comparado ao compósito no qual foi incorporada mistura de partículas irregulares e arredondadas de enchimento (Scougall-Vilchis et al., 2009; Mota et al., 2011; Nair et al., 2017).

Neste estudo, o Tetric N-Ceram Bulk-fill e Tetric N-Ceram convencional não apresentaram diferença estastística significativa. Estes achados estão de acordo com outros estudos (Aldossary et al., 2016; Almozainy et al. 2018). Muitos compósitos com baixa viscosidade foram relatados como polimerizados idealmente até uma profundidade de 4mm (Li et al., 2015). O compósito restaurador de Tetric N-Ceram Bulk-fill emprega um novo sistema de fotopolimerização composto pela interação entre canforquinona e bis (4-metoxibenzoil), que, segundo o fabricante, é mais fotorreativo que a canforquinona e, portanto, uma conversão mais alta é um tanto esperado. Embora tenham sido observadas diferenças na conversão, não foram observadas diferenças nas propriedades mecânicas entre compósitos resinosos Bulk-fill e convencionais (Farahat et al., 2016), conforme apresentado em nosso estudo.

Por fim, apesar das diferenças entre os compósitos, incrementos de 1,5 e 2,5mm tiveram uma microdureza superior independente do compósito resinoso utilizado. Estudos tem mostrando que o valor da microdureza depende não apenas da conversão, mas também de outros fatores, como o tipo de particular de carga (Rastelli et al., 2012), tamanho e concentração (Leprince et al., 2014).

7 CONCLUSÃO

Nossos resultados indicam que embora o compósito Filtek Z350 XT apresenta maior microdureza, incrementos de 1,5 e 2,5mm garantem uma microdureza superior a restauração independente do compósito utilizado. Conjuntamente, esta técnica pode ajudar o cirurgião dentista a melhorar sua performance e garantir o sucesso de suas restaurações com compósitos de alta viscosidade.

8 REFERÊNCIAS

Abuelenain DA, Neel EAA, Al-Dharrab A. Surface and mechanical properties of different dental composites. Austin J Dent. 2015;2(2):1019.

Aldossary M, Roebuck Elizabeth M, Santini A. Bulk Fill Resin Composite Materials Cured with Single-Peak versus Dual-Peak LED LCUs. Acta Medica Marisiensis. 2016; 5.

Alkurdi RM, Abboud SA. Clinical evaluation of class II composite: resin restorations placed by two different bulk-fill techniques. J Orofac Sci. 2016;8:34-39.

Almozainy M. Microhardness of Flowable Bulk-Fill Composite Materials. Journal of Advanced Medical and Dental Sciences Research. 2018;6:36-41.

Alqahtani MQ, Michaud PL, Sullivan B, Labrie D, Alshaafi MM, Price RB. Effect of high irradiance on depth of cure of a conventional and a bulk fill resin-based composite. Oper Dent. 2015;40(6):662-672.

Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD. (Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. Dent Mater. 2013;29:e213-e217.

Ástvaldsdóttir Á, Dagerhamn J, van Dijken JW, Naimi-Akbar A, Sandborgh-Englund G, Tranæus S, Nilsson M. Longevity of posterior resin composite restorations in adults-a systematic review. J Dent. 2015;43:934-954.

Atabek D, Aktaş N, Sakaryali D, Bani M. Two-year clinical performance of sonic-resin placement system in posterior restorations. Quintessence Int. 2017;48:743-751.

Bayraktar Y, Ercan E, Hamidi MM, Çolak H. One-year clinical evaluation of different types of bulk-fill composites. J Investig Clin Dent. 2017;8.

Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honore D, Pedersen MK, Pallesenu U. Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. Oper Dent. 2015;40(2):190-200.

Borges AL, Borges AB, Xavier TA, Bottino MC, Platt JA. Impact of quantity of resin, C-factor, and geometry on resin composite polymerization shrinkage stress in Class V restorations. Oper Dent. 2014;39:144-151.

Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. J Am Dent Assoc 1963;66:57-64.

Buonocore MG. A simple method for increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res. 1955;34(6):849-53.

Çolak H, Tokay U, Uzgur R, Hamidi MM, Ercan E. A prospective, randomized, double-blind clinical trial of one nano-hybrid and one high-viscosity bulk-fill composite restorative systems in class II cavities: 12 months results. Niger J Clin Pract. 2017;20:822-831.

Corral C, Vildósola P, Bersezio C, Alves Dos Campos, Fernández E. State of the art of bulk-fill resin-based composites: a review. Rev. Fac. Odontol. Univ. Antioq. 2015;27(1):177-196.

Costa TRF, Rezende M, Sakamoto A, Bittencourt B, Dalzochio P, Loguercio AD, Reis A. Influence of Adhesive Type and Placement Technique on Postoperative Sensitivity in Posterior Composite Restorations. Operative Dentistry. 2017; 42:143-154.

Culbertson BM, Wan Q, Tong Y. Preparation and evaluation of visible light-cured multi-methacrylates for dental composites. J Macromolec Sci-Pure Appl Chem 1997;34:2405-21

Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. Clin Oral Investig. 2013;17:227-235.

De la Macorra JC. La contracción de polimerización de los materiales restauradores a base de resinas compuestas. Odontol Cons 1999;2:24-35.

Demirel G, Baltacioglu IH, Kolsuz ME, Ocak M, Bilecenoglu B, Orhan K. Volumetric Cuspal Deflection of Premolars Restored With Different Paste-like Bulk-fill Resin Composites Evaluated by Microcomputed Tomography. Oper Dent. 2019 Jul 8 (em publicação).

Didem A, Gözde Y, Nurhan Ö. Comparative mechanical properties of bulk-fill resins. Open. J Compos Mater. 2014; 4:117-121.

El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. Oper Dent. 2014; 39: 374-382.

El-Safty S, Akhtar R, Silikas N, Watts DC. Nanomechanical properties of dental resin-composites. Dent Mater. 2012; 28:1292-1300.

Ersen KA, Gürbüz Ö2, Özcan M. Evaluation of polymerization shrinkage of bulk-fill resin composites using microcomputed tomography. Clin Oral Investig. 2019 Jul 25 (em publicação).

Farahat F, Daneshkazemi A, Hajiahmadi Z. The effect of bulk depth and irradiation time on the surface hardness and degree of cure of bulk-fill composites. J Dent Biomater 2016;3:284-91.

Ferracane JL, Hilton TJ. Polymerization stress – Is it clinically meaningful? Dent Mater. 2016;32(1):1-10.

Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Hüsler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? Dent Mater. 2012; 28:521-528.

Flury S, Peutzfeldt A, Lussi A. Influence of increment thickness on microhardness and dentin bond strength of bulk fill resin composites. Dent Mater. 2014; 30:1104-1112.

Fronza BM, Rueggeberg FA, Braga RR, Mogilevych B, Soares LES, Martin AA, et al. Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites. Dent Mater. 2015;31:1542-1551.

Fronza BM. Avaliação de propriedades físico-químicas de compósitos resinosos bulk-fill. 2015. 80p. Dissertação. Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2015.

Goldstein RE. Sistemas adhesives de los composites. En: Goldstein RE. Odontología estética vol I. Barcelona: stm Editores; 2002. p. 289-352.

Holter D, Frey H, Mulhaupt R. Branched bismethacrylates based on Bis-GMA. a systematic route to low shrinkage composites. Polymer Preprints 1997;38:84-5.

Ibarra ET, Lien W, Casey J, Dixon SA, Vandwalle KS. Physical properties of a new sonically placed composite resin restorative material. Gen Dent. 2015;63:51-56.

Karaman E, Keskin B, Inan U. Three-year clinical evaluation of class II posterior composite restorations placed with different techniques and flowable composite linings in endodontically treated teeth. Clin Oral Investig. 2017;21:709-716.

Kim RJY, Kim YJ, Choi NS, Lee IB. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. J Dent. 2015;43:430-439.

Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S. Comparison of polym- erization contraction stresses between self-and light-curing composites. J Dent 1999;27:383-9.

Kruly PC, Giannini M, Pascotto RC, Tokubo LM, Suga USG, Marques ACR, Terada RSS. Meta-analysis of the clinical behavior of posterior direct resin restorations: Low polymerization shrinkage resin in comparison to methacrylate composite resin. PLoS One. 2018;13(2):e0191942.

Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. J Dent 2014;42:993-1000.

Li X, Pongprueksa P, Van Meerbeek B, De Munck J. Curing profile of bulk-fill resin-based composites. J Dent. 2015; 43: 664-672.

Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent 1983;50:480-8.

Lynch CD, Opdam NJ, Hickel R, Brunton PA, Gurgan S, Kakaboura A, Shearer AC, Vanherle G, Wilson NH, Academy of Operative Dentistry European Section. Guidance on posterior resin composites: Academy of Operative Dentistry—European section. J Dent. 2014;42:377-383.

Manhart J, Chen H-Y, Hickel R. Clinical evaluation of the posterior composite Quixfil in class I and II cavities: 4-year follow-up of a randomized controlled trial. J Adhes Dent. 2010;12:237-243.

Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY. Mechanical properties of new composite restorative materials. J Biomed l Mate Res 2000;53: 353-61.

Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. Dent Mater 1999;15:128-37

Meyer GR, Ernst CP, Willershausen B. Determination of Polymeriza- tion Stress of Conventional and New “Clustered” Microfill-Composites in Comparison with Hybrid Composites. J Dent Res 2003;81:921.

Miletic V, Peric D, Milosevic M, Manojlovic D, Mitrovic N. Local deformation fields and marginal integrity of sculptable bulk-fill, low-shrinkage and conventional composites. Dent Mater. 2016; 32:1441-1451.

Millich F, Jeang L, Eick J D,Chappelow CC, Pinzino CS. Elements of Light-cured Epoxy-based Dental Polymer Systems. J Dent Res 1998;77:603-8.

Monterubbianesi R, Orsini G, Tosi G, Conti C, Librando V, Procaccini M, Putignano A. Spectroscopic and mechanical properties of a new generation of bulk fill composites. Front Physiol. 2016;7:652.

Mota E, Weiss A, Oshima H. Relationship between Iler content and selected mechanical properties of six microhybrid composites. Rev Odonto Cienc. 2011;26(2):151-55.

Nair SR, Niranjan NT, Jayasheel A, Suryakanth DB. Comparative Evaluation of Colour Stability and Surface Hardness of Methacrylate Based Flowable and Packable Composite-In vitro Study. J Clin Diagn Res. 2017; 11(3):ZC51-ZC54.

Nedeljkovic I, Teughels W, De Munck J, Van Meerbeek B, Van Landuyt KL. Is secondary caries with composites a material-based problem? Dent Mater. 2015;31:e247-e277.

Opdam NJM, van de Sande FH, Bronkhorst E, Cenci MS, Bottenberg P, Pallesen U, Gaengler P, Lindberg A, Huysmans MCDNJM, van Dijken JW. Longevity of posterior composite restorations: a systematic review and meta-analysis. J Dent Res. 2014; 93:943-949.

Pereira R. Avaliação da resistência de união, nanoinfiltração e adaptação marginal de sistemas resinosos bulk-fill submetidos a envelhecimento termomecânico. 2017. 54 p. Dissertação. Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2017.

Rastelli AN, Jacomassi DP, Faloni AP, Queiroz TP, Rojas SS, Bernardi MI, et al. The filler content of the dental composite resins and their influence on different properties. Microsc Res Tech. 2012;75:758-65.

Reis A, Dourado Loguercio A, Schroeder M, Luque-Martinez I, Masterson D, Cople Maia L. Does the adhesive strategy influence the post-operative sensitivity in adult patients with posterior resin composite restorations? A systematic review and meta-analysis. Dent Mater. 2015; 31:1052-1067.

Sampaio CS, Fernández Arias J, Atria PJ, Cáceres E, Pardo Díaz C, Freitas AZ, et al. Volumetric polymerization shrinkage and its comparison to internal adaptation in bulk fill and conventional composites: A μCT and OCT in vitro analysis. Dent Mater. 2019. pii: S0109-5641(19)30701-8.

Sarrett DC. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. Dent Mater. 2005;21:9-20.

Schenkel AB, Peltz I, Veitz-Keenan A. Dental cavity liners for class I and class II resin-based composite restorations. Cochrane Database Syst Rev. 2016;10:CD010526.

Scougall-Vilchis RJ, Hotta Y, Hotta M, Idono T, Yamamoto K. Examination of composite resin with electron microscopy, microhardness tester and energy dispersive micro analyser. Dent Mater J. 2009;28(1):102-12.

Souza AB, Silame FD, Alandia-Roman CC, Cruvinel DR, Garcia Lda F, Pires-de- Souza Fde C. Colour stability of repaired composite submitted to accelerated arti cial aging. Gen Dent. 2012;60(5):e321-25.

Tilbrook DA (2000). Photocurable epoxy-polyol matrices for use in dental composites I. Biomaterials 2000;21:1743-53.

Unemori M, Matsuya Y, Akashi A, Goto Y, Akamine A. Composite resin restoration and postoperative sensitivity: clinical follow-up in an undergraduate program. J Dent. 2001; 29:7-13.

van Dijken JWV, Pallesen U. Bulk-filled posterior resin restorations based on stress-decreasing resin technology: a randomized, controlled 6-year evaluation. Eur J Oral Sci. 2017;125:303-309.

van Dijken JWV, Pallesen U. Posterior bulk-filled resin composite restorations: a 5-year randomized controlled clinical study. J Dent. 2016;51:29-35.

Van Ende A, De Munck J, Lise DP, Van Meerbeek B. Bulk-fill composites: a review of the current literature. J Adhes Dent. 2017;19:95-110.

Veloso SRM, Lemos CAA, de Moraes SLD, do Egito Vasconcelos BC, Pellizzer EP, de Melo Monteiro GQ. Clinical performance of bulk-fill and conventional resin composite restorations in posterior teeth: a systematic review and meta-analysis. Clin Oral Investig. 2019; 23(1):221-233.

Vinagre A, Ramos J, Alves S, Messias A, Alberto N, Nogueira R. Cuspal Displacement Induced by Bulk Fill Resin Composite Polymerizati on: Biomechanical Evaluation Using Fiber Bragg Grating Sensors. Int J Biomater. 2016:7134283.

Wang Y, Li C, Yuan H, Wong MCM, Zou J, Shi Z, Zhou X, Cochrane Oral Health Group. Rubber dam isolation for restorative treatment in dental patients. Cochrane Database Syst Rev. 2016;9:CD009858.

Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classifica- tion of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. Dent Mater. 1992;8:310-9.

Wilson MA, Cowan AJ, Randall RC, Crisp RJ, Wilson NH. A practice-based, randomized, controlled clinical trial of a new resin composite restorative: one-year results. Oper Dent. 2002; 27(5):423-429.

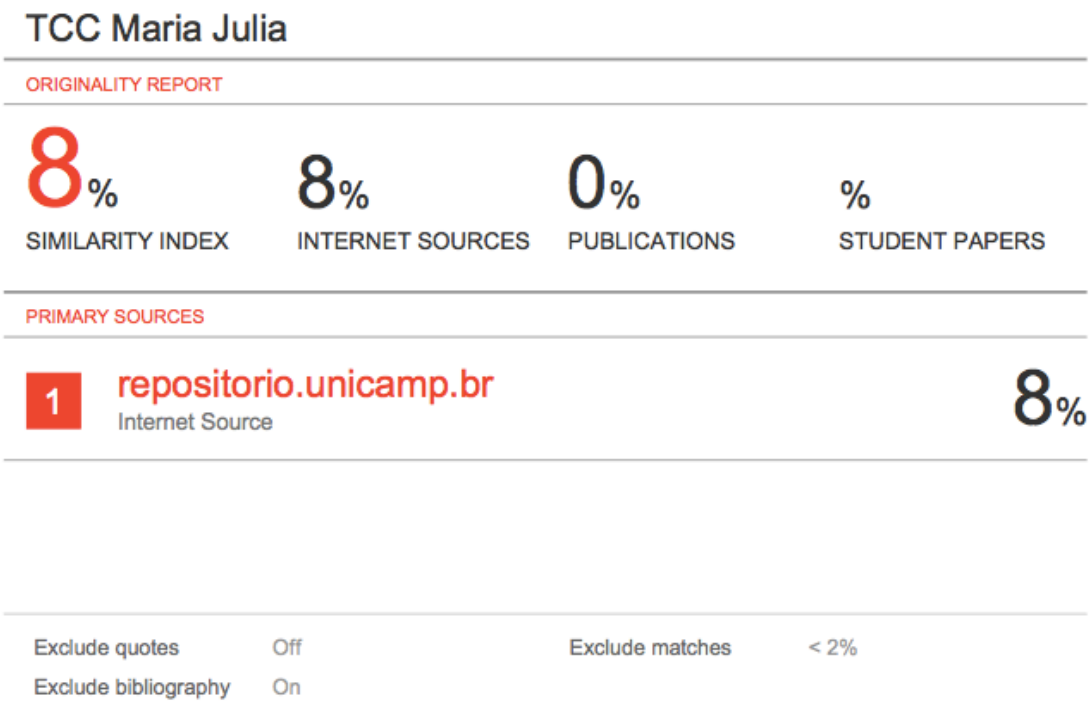
Xu HH. Dental composite resins containing silica-fused ceramic single- crystalline whiskers with various filler levels. J Dent Res 1999;78:1304-11. 13. Geraldi S, Perdigao J. Microleakage of a New Restorative System in Posterior Teeth. J Dent Res 2003;81:1276.

Yap AU, Pandya M, Toh WS. Depth of cure of contemporary bulk-fill resin-based composites. Dent MaterJ. 2016;35(3):503-510.

Yokesh CA, Hemalatha P, Muthalagu M, Justin MR. Comparative Evaluation of the Depth of Cure and Degree of Conversion of Two Bulk Fill Flowable Composites. JClin Diagn Res. 2017;11(8):ZC86-ZC89.

ANEXOS

Anexo 1 – Verificação de originalidade e prevenção de plágio



TCC Maria Julia

ORIGINALITY REPORT

8%	8%	0%	%
SIMILARITY INDEX	INTERNET SOURCES	PUBLICATIONS	STUDENT PAPERS

PRIMARY SOURCES

1	repositorio.unicamp.br Internet Source	8%

Exclude quotes	Off	Exclude matches	< 2%
Exclude bibliography	On		

Anexo 2 – Certificado de aprovação do relatório final da Iniciação científica

FAPESP SAGe

VISUALIZAÇÃO DE DESPACHO

Processo	2018/14563-0
Linha de Fomento	Programas Regulares / Bolsas / No País / Iniciação Científica - Fluxo Contínuo
Situação	Em Execução
Vigência	01/10/2018 a 30/09/2019
Beneficiário	Maria Julia Valentini Francisco
Responsável	Débora Alves Nunes Leite Lima
Vínculo Institucional do Processo	Faculdade de Odontologia de Piracicaba/FOP/UNICAMP

Folha de Despacho

Datas do Despacho

Emitido em : 29/03/2019

Objetos de análise

Objeto de análise	Data de Submissão	Resultado
Relatório Científico 1	08/03/2019	Aprovado

Observações / Transcrições / Frases

Observações ao Beneficiário

Prezado(a) Sr(a),

Comunicamos que o Relatório Científico de Progresso da bolsa em questão foi preliminarmente analisado pela Coordenação de Área da FAPESP. O Relatório Científico de Progresso será encaminhado juntamente com o Relatório Científico Final para análise e emissão do parecer da assessoria, conforme normas para Relatório Científico de Iniciação Científica disponível em http://www.fapesp.br/materia/258,248/iniciacao-cientifica/relatorios.htm

Atenciosamente,

Carlos Henrique de Brito Cruz
Diretor Científico - FAPESP

Frases para o Beneficiário

Não há frases associadas.

Transcrição de Parecer para o Beneficiário

Não há transcrição associada.

Frases para Termo de Outorga

Não há frases associadas.

Relatório Científico 1 (Aprovado)

Compromisso	10/03/2019
Período Relacionado	01/10/2018 a 10/03/2019
Situação	Atendido