

Resistência à fratura de dentes com restaurações MOD: efeito da matriz resinosa e do método de fotoativação.

Fracture resistance of teeth with MOD restorations: effect of the resin matrix and the photoactivation method.

Maria Goreti da Silva², Luiz Henrique Maykot Prates¹, Marcelo Carvalho Chain¹

RESUMO

Objetivo: Avaliar o efeito de dois compósitos, de diferentes matrizes poliméricas, e da técnica de fotoativação, sobre a resistência à fratura, por compressão, de pré-molares superiores com restaurações de classe II. **Materiais e Métodos:** Cavidades MOD foram preparadas em 56 pré-molares superiores, simulando tratamentos endodônticos. Os dentes foram divididos em quatro grupos (n=14): G1 - fotoativação convencional, restauração com Filtek Z350XT (3M ESPE) e adesivo Adper Single Bond 2 (3M ESPE); G2 - fotoativação pulso tardio, restauração Filtek Z350XT e adesivo Adper Single Bond2; G3 - fotoativação convencional, restauração Filtek P90 (3M ESPE) e adesivo próprio da Filtek P90 (3M ESPE); e G4 - fotoativação pulso tardio, restauração Filtek P90 e adesivo próprio da Filtek P90. No G1 e G3 (fotoativação convencional), a aplicação de compósito foi em incrementos de 2 mm, cada incremento fotoativado por 40 segundos, com aparelho LED, intensidade de 500 mW/cm², aferida com radiômetro (Demetron). No G2 e G4 (fotoativação por pulso tardio) aplicação de compósito também foi com incrementos de 2mm, porém, cada incremento fotoativado, inicialmente durante 5s., com 300 mW/cm². Após um período de 5 minutos foi realizada fotoativação, por 40s., intensidade de 500 mW/cm². A fotoativação foi repetida para cada incremento. Após 24 horas, os espécimes foram polidos e submetidos ao teste de compressão, com ponta ativa de formato cilíndrico/arredondado (Instron-0,5mm/min). Para análise estatística foi usado ANOVA 2 e Teste de Tukey (p > 0,05). **Resultados:** Os valores médios (newtons) foram: G1 - 1157,98 (±444,62); G2 - 1404,14 (±391,82); G3 - 1255,30 (±422,34); e G4 - 1213,76 (±419,95). A resistência à fratura, por compressão, dos pré-molares com restaurações MOD foi estatisticamente similar nos quatro grupos avaliados. **Conclusão:** Não foram verificadas diferenças significativas relacionadas aos dois compósitos, com diferentes matrizes poliméricas e diferentes métodos de fotoativação.

Descritores: Resinas compostas. Força compressiva. Polimerização.

INTRODUÇÃO

Atualmente, os compósitos por serem mais versáteis e confiáveis são usados em restaurações diretas e indiretas, com diferentes dimensões, inclusive cavidades profundas e amplas. A contração de polimerização da resina composta é a principal responsável pela formação de fendas nas paredes das restaurações¹. A reação de reticulação (polimerização) dos materiais poliméricos atuais se dá por intermédio da ativação de substância fotossensível, tal como a canforquinona, que reage com o agente iniciador para formar radicais livres, que, por sua vez, se unirão às moléculas monoméricas que apresentam distâncias maiores, frouxamente delimitadas por forças de Van der Waals. Assim, essas moléculas unem-se quimicamente, formando cadeias poliméricas em cujo processo ocorre a simultânea diminuição dos espaços entre as moléculas, por meio de ligações

covalentes mais curtas e firmes entre as unidades de monômeros, o que leva a um encurtamento de cadeias e um encolhimento volumétrico de 2 a 4 %².

As propriedades visco-elásticas, bem como, a contração de polimerização, taxa de reticulação e módulo de elasticidade são muito importantes no padrão de tensão de contração^{3,4}. Assim, além do grau de conversão, outros fatores, devem ser considerados no desenvolvimento da contração de polimerização, como diferentes quantidades, tamanhos e formas das partículas de carga, quantidade ou tipo de iniciador, bem como a composição dos monômeros e densidade da rede de ligações cruzadas presentes em resinas compostas^{5,6}.

Controversamente, no passado os fabricantes investiram em modificações na quantidade e forma das partículas de carga, visando à diminuição da contração de polimerização, o que não melhorou

¹ Departamento de Materiais Dentários, Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) Florianópolis, Santa Catarina, Brasil.

² Programa de pós graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) Florianópolis, Santa Catarina, Brasil.

Contatos: dasilvagoreti@hotmail.com, luizprates@ccs.ufsc.br, marcelochain@uol.com.br

e, em alguns casos, até piorou a contração de polimerização⁷. Os autores chegaram à conclusão de que a citada propriedade é intrínseca da matriz da resina composta⁷. Com esse propósito, estão sendo desenvolvidas resinas compostas com uma nova matriz, como a de Silorano, ou com modificações na matriz convencional de Bis-GMA.

Há 15 anos a empresa 3M ESPE optou por reduzir a contração de polimerização da resina composta a partir do desenvolvimento de um novo monômero, que substituiu as moléculas à base de metacrilato⁸. Assim sendo, no final de 2007, a 3M ESPE introduziu no mercado odontológico americano e europeu um sistema monomérico derivado da combinação química entre os componentes do siloxanos e oxiranos, denominada Silorano. Comercialmente no Brasil o material é conhecido como Filtek P90, enquanto no mercado internacional tem o nome de Filtek Silorano. A reação de polimerização é baseada na abertura de anéis catiônicos dos radicais oxiranos, favorecendo a baixa contração e baixa geração de tensão, enquanto que o siloxano produz a natureza hidrófoba do material. A resina composta de Silorano apresenta em sua composição 23% de matriz de Silorano, 76% de partículas de carga, 0,9% de iniciador, 0,13% de estabilizadores e 0,005% de pigmentos⁷.

Infelizmente o grau de conversão é sempre diretamente proporcional à contração^{9,10}. O efeito da contração pós-gel e o estresse de contração podem ser minimizados pelo controle do fluxo da intensidade luminosa durante a reticulação (polimerização), ou seja, aplicando-se pulsos curtos de energia ou pré-polimerização em baixa intensidade de luz, seguida por uma cura definitiva em alta intensidade (técnicas “Soft-Start”)¹¹. Essas técnicas de fotoativação com início lento ou “Soft-Start” podem variar de acordo com as diferentes formas de cura. Na “Stepped” ou de passos ocorre uma emissão de luz em baixa intensidade por dez segundos, seguida por um aumento para a máxima intensidade durante o restante da exposição total; enquanto na “Ramped” ou de rampa, ocorre uma emissão de luz que vai aumentando gradualmente durante o tempo de exposição¹². A polimerização do tipo “Pulse Delay” ou pulso tardio é mais indicada para dentes posteriores¹³, onde cada incremento de resina é inicialmente polimerizado através de uma exposição rápida, de 5 segundos em baixa intensidade, espera de 5 minutos, seguida de uma cura definitiva em alta intensidade de luz. A técnica do pulso tardio foi introduzida na Odontologia Restauradora nos últimos anos, visando minimizar os efeitos da contração de polimerização de resinas compostas e, conseqüentemente, melhorar a longevidade de restaurações com esses materiais. Algumas pesquisas já abordaram o assunto¹⁴, todavia, não há consenso

em relação à eficácia da mesma⁴.

Por outro lado, as técnicas de inserção incremental sugerem a utilização de pequenas porções de compósito, ou seja, aproximadamente 2 mm polimerizados individualmente. Isto pelo fato da união de cada incremento estar restrito a um menor número de paredes, proporcionando mais áreas de superfícies livres para o escoamento e alívio das tensões, além do que, uma menor quantidade de material irá se contrair, reduzindo assim o Fator C^{15,16}.

Diante do exposto, seria pertinente estudar os efeitos que a contração de polimerização tem sobre a resistência à fratura de dentes com restaurações de compósito do tipo MOD (cavidade mésio-oclusal-distal), introduzindo-se variáveis relacionadas ao método de fotoativação, bem como, ao tipo de compósito, ou seja, à base de Bis-GMA e à base de Silorano, com baixa contração. As hipóteses a serem avaliadas são de que tanto a matriz polimérica, de dois diferentes compósitos (matriz de Silorano e matriz de Bis-GMA), quanto as duas técnicas de fotoativação (convencional e pulso tardio), não influenciam na resistência à fratura, por compressão, de restaurações do tipo MOD em pré-molares.

MATERIAIS E MÉTODOS

Para a realização do experimento foram utilizadas duas resinas compostas:

1.1 Uma nanoparticulada com matriz à base de Bis-GMA, Filtek Z350XT (3M ESPE), utilizada com um adesivo de condicionamento total, o Adper Single Bond2 (3M ESPE).

1.2 Uma microhíbrida com matriz à base de Silorano, Filtek P90 (3M ESPE), utilizada com um adesivo autocondicionante, da Filtek P90 (3M ESPE).

Foram utilizados 56 pré-molares superiores, humanos e recentemente extraídos (no máximo 6 meses) por motivos alheios à pesquisa (ex: razões ortodônticas ou periodontais). Antes do início da coleta dos dentes o projeto foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da UFSC (Universidade Federal de Santa Catarina), protocolo nº 27926 sendo a pesquisa iniciada após a aprovação. Os 56 dentes extraídos foram raspados com cureta periodontal, limpos com pasta de pedra pomes e água, armazenados em solução de 0,1% de timol e 0,9% de soro fisiológico, com pH = 7,0 e temperatura ambiente mantida até o momento do experimento para evitar-se o crescimento bacteriano.

Foram formados quatro grupos com 14 espécimes cada um. As dimensões dos dentes foram determinadas pela mensuração com paquímetro digital, nos sentidos vestibulo-lingual e ocluso-cervical. A distribuição dos espécimes nos grupos foi realizada de modo que dentes de diferentes dimensões ficassem dispostos de maneira equilibrada nos

diferentes grupos, evitando-se, assim, que dentes com dimensões maiores ou menores ficassem concentrados em um único grupo.

Os espécimes foram incluídos em tubos de PVC (25 mm X 25 mm), com resina quimicamente ativada (Jet-Clássico). Foram posicionados perpendicularmente à base e mantendo-se o acrílico a 2mm do limite amelo-cementário (LAC), para simular-se o nível ósseo de sustentação de um dente sadio. Quando da ocorrência de discrepâncias entre as alturas das cúspides no sentido ocluso-cervical, foi realizado desgaste da cúspide vestibular para obtenção de cúspides do mesmo tamanho.

No Grupo 1 foi utilizada a fotoativação

convencional, restauração com Filtek Z350XT (3M ESPE) e adesivo Adper Single Bond 2 (3M ESPE). No Grupo 2 a fotoativação foi por pulso tardio e as restaurações com Filtek Z350XT (3M ESPE) e adesivo Adper Single Bond 2 (3M ESPE). No Grupo 3 a fotoativação foi convencional e as restaurações com Filtek P90 (3M ESPE) e adesivo próprio da Filtek P90 (3M ESPE). No Grupo 4 a fotoativação foi por pulso tardio e as restaurações com Filtek P90 (3M ESPE) e adesivo próprio da Filtek P90 (3M ESPE), como descrito na Tabela 1. A aplicação da resina composta nas caixas proximais foi realizada por meio de incrementos paralelos e sem a utilização de matriz.

Tabela 1 - Grupos testados nas variáveis sistema restaurador (resina/sistema adesivo) e método de fotoativação.

GRUPO	RESINA	SISTEMA ADESIVO	FOTOATIVACÃO	FABRICANTE
1	Filtek Z350	Single Bond	Convencional	3M ESPE
2	Filtek Z350	Single Bond	Pulso Tardio	3M ESPE
3	Filtek P90	Adesivo P90	Convencional	3M ESPE
4	Filtek P90	Adesivo P90	Pulso Tardio	3M ESPE

Preparos MOD com remoção do teto da câmara pulpar foram realizados nos espécimes, visando o enfraquecimento da estrutura coronária, tal como ocorre nos dentes tratados endodonticamente. Foram utilizadas pontas diamantadas cilíndricas (KG Sorensen 1141), com o auxílio de caneta de alta rotação refrigerada com água destilada, o que possibilitou a obtenção de desgastes axiais o mais paralelo possível ao longo eixo dos dentes. Estabeleceu-se a margem gengival a 1 mm aquém do limite amelo/dentinário¹⁷. As dimensões dos preparos foram proporcionais ao tamanho dos dentes, de modo que o istmo da cavidade (vestíbulo-lingual) abrangesse ½ da distância do equador dentário, com o intuito de fragilizar o remanescente dental e simulando condições clínicas frequentemente observadas em tratamentos endodônticos com posterior restauração de resina composta.

Os dentes dos grupos 1 e 2 foram condicionados com ácido fosfórico 37%, durante 30 segundos no esmalte e 15 segundos na dentina, lavados por 30 segundos com água (seringa triplice) e secos com jato de ar no esmalte, sendo a dentina protegida e seca com bolinha de algodão, porém mantendo-se a umidade da dentina. Nos dentes dos grupos 3 e 4 foi realizado o condicionamento com ácido fosfórico 37% apenas nas margens de esmalte, por 30 segundos¹⁸, lavagem por 30 segundos, com água (seringa triplice), e secagem do esmalte com jatos de ar após a prévia colocação de bolinhas de algodão na cavidade, que serviu para secagem da dentina e

proteção contra o jato de ar aplicado. Na sequência, foi realizada a aplicação e fotoativação (Ultra-Lume Led 5, ULTRADENT, USA) dos sistemas adesivos, conforme recomendações do fabricante, sendo 10 segundos para o Adper Single Bond 2; 10 segundos para o Primer e 10 segundos para o adesivo do sistema do Filtek P90. Nos grupos 1 e 3 (fotoativação convencional) foi aplicada resina composta pela técnica incremental (incrementos de 2mm), sendo a fotoativação realizada em cada incremento, durante 40 segundos, com aparelho do tipo LED (Ultra-Lume Led 5, ULTRADENT, USA), com intensidade de 500 mW/cm², aferida com radiômetro (Demetron). Nos grupos 2 e 4 (fotoativação por pulso tardio) a aplicação da resina composta também foi incremental (incrementos de 2mm), porém, sendo cada incremento fotoativado com aparelho do tipo LED (Ultra-Lume Led 5, ULTRADENT, USA), inicialmente, durante 5 segundos, com 300 mW/cm², devidamente aferidos com radiômetro (Demetron). A obtenção dos 300 mW/cm² foi possível através da confecção e colocação de um espaçador de resina acrílica. Após um período de 5 minutos foi realizada nova fotoativação, também com LED, durante 40 segundos, com intensidade de 500 mW/cm², devidamente aferidos. A fotoativação descrita foi repetida para cada incremento.

O espaço referente à câmara pulpar foi preenchido por resina composta, com o intuito de aumentar a resistência da estrutura dental remanescente. Após, os dentes restaurados foram armazenados em água destilada a 37°C, em estufa

microbiológica.

Decorridas 24 horas, os espécimes foram polidos e submetidos ao teste de compressão, a fim de se avaliar a resistência à fratura (restauração e/ou dente). Os valores obtidos foram submetidos à análise estatística.

Os espécimes foram posicionados perpendicularmente à parte inferior da máquina de ensaios mecânicos (Instron, Canton, M.A, USA), de

modo que a base do tubo de PVC ficasse na horizontal. A haste metálica com ponta ativa cilíndrica/arredondada, com 4 mm de diâmetro, foi fixado à parte superior da máquina de ensaio mecânicos, de modo a contatar simultaneamente as vertentes vestibular e palatina da face oclusal. Em seguida a máquina de ensaios foi acionada a uma velocidade de 0,5 mm/min. até a fratura dos espécimes (Figura 1).

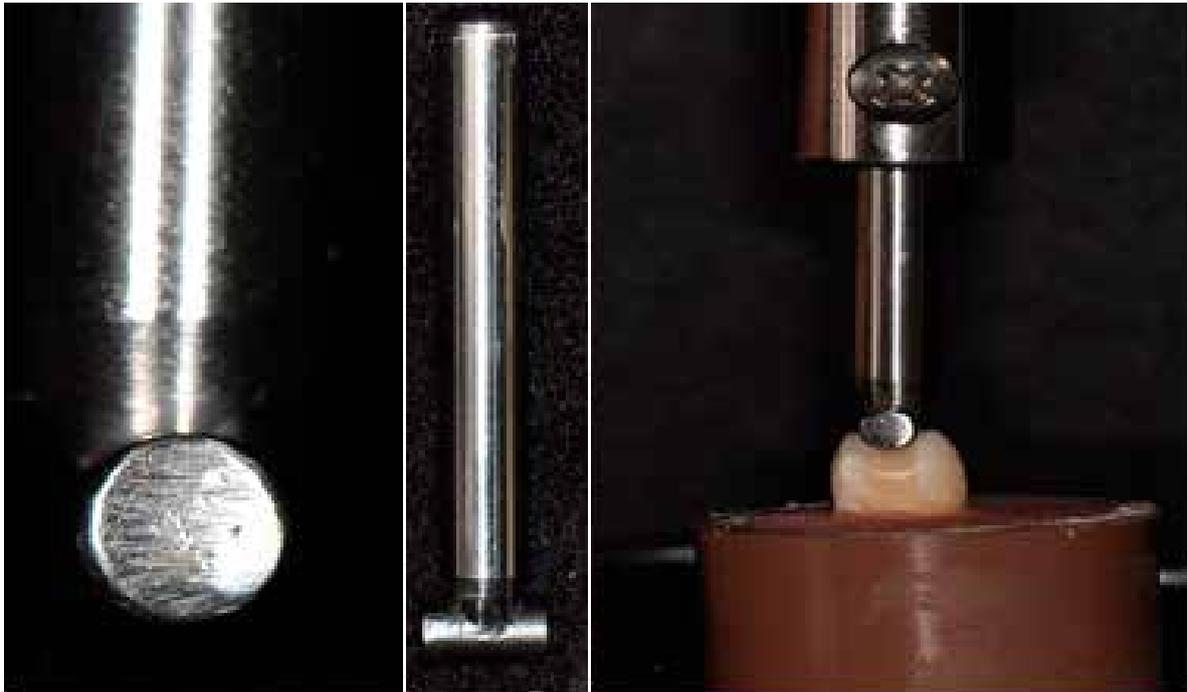


Figura 1 - Peça cilíndrica/arredondada para ensaio de compressão e ensaio de compressão na máquina de teste (Instron 4444)

RESULTADOS

Os valores médios de resistência à fratura (newtons), por compressão, de pré-molares humanos com cavidades de classe II (MOD), restaurados com os compósitos Filtek P90 (3M ESPE) ou Filtek Z350XT (3M ESPE), aplicando-se os dois tipos de fotoativação (convencional ou pulso tardio), são apresentados na Tabela 2. Após a aplicação de ANOVA2, verificou-se que o compósito Filtek P90 (3M ESPE) apresentou resultado estatisticamente similar ao do compósito Filtek Z350XT (3M ESPE), nos dois tipos de fotoativação ($p > 0,05$). No caso do

compósito Filtek Z350XT, apesar da fotoativação por pulso tardio proporcionar maior resistência à fratura dos pré-molares, comparativamente à fotoativação convencional, ANOVA2 indicou que a diferença não foi estatisticamente significativa ($p > 0,05$). No caso do P90, também houve similaridade estatística entre os dois tipos de fotoativação ($p > 0,05$). Outro achado importante foi relacionado ao fato das fraturas terem ocorrido, em sua maioria, na face palatina (dente) (96,4%) dos espécimes, sendo todas reparáveis (100%).

Tabela 2 - Valores médios de resistência à fratura, por compressão (newtons), de restaurações MOD de resina composta nos diferentes grupos avaliados ($n = 14$).

Resina composta	Fotoativação convencional	Fotoativação por pulso tardio
Filtek Z350XT + Adper Single Bond	1157,98 ($\pm 444,62$) Aa	1404,14 ($\pm 391,82$) Aa
Filtek P90 + sistema adesivo Filtek P90	1255,30 ($\pm 422,34$) Aa	1213,76 ($\pm 419,95$) Aa

* Valores médios seguidos pela mesma letra maiúscula em uma mesma linha ou pela mesma letra minúscula em uma mesma coluna são estatisticamente similares, ANOVA 2 (5%).

* Desvio padrão entre parênteses.

DISCUSSÃO

No presente estudo não se verificou influência relacionada à matriz polimérica, no que tange à resistência à fratura, por compressão, de restaurações MOD em pré-molares. Assim sendo, a princípio, a hipótese foi aceita, pois a matriz de Silorano da Filtek P90 (3M ESPE) e a matriz de Bis-GMA da Filtek Z350 XT (3M ESPE), não proporcionaram diferença estatisticamente significativa no que se refere à resistência à fratura, sob o ensaio de compressão. De acordo com tais resultados, a resistência mecânica da estrutura dental restaurada não foi afetada. Ressalta-se, porém, que os dois compósitos têm formulações diferentes, inclusive em relação aos tipos de partículas de carga, que também exercem influência sobre a contração de polimerização e resistência mecânica. Ressalta-se, assim, que a princípio, os diferentes tipos de carga também não exerceram efeito significativo na propriedade avaliada.

No caso da matriz de Silorano, espera-se baixa contração associada à fotoativação, pois a polimerização ocorre por abertura de anéis catiônicos⁸. Esse tipo de polimerização (reticulação) pode trabalhar para redução nas fendas marginais, podendo o citado material ser recomendado para cavidades com fator de configuração elevado, onde é necessário baixo encolhimento e baixa tensão de contração, como no caso das cavidades preparadas para este estudo. A química de abertura do anel do Silorano possibilitou, pela primeira vez, uma contração de polimerização (encolhimento) inferior a 1% em volume e associada a parâmetros mecânicos de resistência à flexão comparáveis aos aceitos clinicamente para os compósitos à base de Bis-GMA¹⁹. No entanto, a Filtek P90 (3M ESPE) mostrou um menor módulo de elasticidade, o que pode ser considerado uma desvantagem clínica em áreas de alta força oclusal¹.

A Filtek Z350XT também é um compósito novo, não devido à matriz polimérica e sim no que se refere às partículas de carga desenvolvidas a partir de processos envolvendo nanotecnologia. Assim, espera-se que o citado compósito apresente boas propriedades químicas e mecânicas. Quanto à resistência à fratura, também pode ser explicada pelo seu conteúdo de partículas de carga, ou seja, a presença de partículas de carga na forma de esfera e dos aglomerados de nanopartículas [8 WT% de sílica (20-75 nm de diâmetro) e 71 WT% de sílica/zircônia nanopartículas (0,6-1,4 µm de diâmetro)]. As citadas partículas de carga são conhecidas por exibirem uma melhor resistência à fratura comparativamente aos compósitos com partículas com formas irregulares e que apresentam regiões onde ocorrem altas concentrações de tensões, mais precisamente nas bordas das partículas, como encontrado na Filtek P90,

um compósito microhíbrido com formas irregulares de partículas, de 0,1 a 1µm¹.

Percebe-se, além das similiaridades nos resultados do presente estudo, que ambos compósitos: à base de Bis-GMA Filtek Z350XT, com a nanotecnologia; ou à base de Silorano Filtek P90, com a nova matriz de Silorano; surgiram há poucos anos, quase ao mesmo tempo, trazendo novas tecnologias e pertencendo ao mesmo fabricante. Um fato importante que poderia restringir o sucesso clínico de restaurações adesivas é a falha na interface dente-restauração, devido à sensibilidade da ligação e à tensão de contração de fotoativação²⁰. Tais particularidades merecem atenção especial no presente estudo, onde pré-molares superiores, com remoção completa do teto da câmara pulpar, foram preparados com cavidades de classe II, MOD, que apresentam alto fator de configuração cavitária (fator C). No entanto, os sistemas adesivos contemporâneos podem resistir à tensão e manter a integridade, embora isso possa causar o movimento de cúspides e/ou sensibilidade, conduzindo a uma provável falha na adesão e formação de fendas em algumas situações¹⁵.

Dentes com cavidades grandes (MOD), como neste estudo, com alto fator C e com uma fragilidade estrutural devido à simulação de tratamento endodôntico, demonstraram em todos os grupos experimentais um resultado excelente, pois todos tiveram valores maiores que a força mastigatória fisiológica humana, que é entre 8 e 880 N²¹, fraturando apenas com forças acima de 1157,98 N conforme tabela 2. Semelhante resultado foi observado²², ultrapassando cargas mastigatórias de uma oclusão fisiológica normal e chegando a valores de forças de trauma ou acidente e não comum no dia a dia.

Ainda no que se refere ao efeito que a menor contração de polimerização poderia ter na resistência mecânica, sob compressão, de restaurações MOD em pré-molares foi aceita a hipótese de que a técnica do pulso tardio, que propõe uma pré-geleificação e uma taxa mais lenta de conversão, com consequente melhor fluxo do compósito, não influencia na citada propriedade. Portanto, a utilização de uma fotoativação de pulso tardio¹⁴, não melhorou o desempenho dos espécimes em relação à resistência à fratura, por compressão, como consequência da redução do estresse de contração de polimerização. Além disso, salienta-se que a citada técnica exige demasiado tempo de espera, o que a torna inviável clinicamente.

CONCLUSÃO

Respeitando-se as limitações de um estudo “in vitro”, a partir dos resultados da presente pesquisa, é possível concluir-se que, com relação à resistência à fratura, por compressão, de pré-molares com

restaurações de classe II (MOD), os dois compósitos, com diferentes composições de matriz polimérica (Filtek P90 e Filtek Z350XT), proporcionaram resultados estatisticamente similares. Com relação à técnica de fotoativação, a técnica convencional e a de pulso tardio demonstraram desempenho estatisticamente similar no que diz respeito à fratura, por compressão, de pré-molares com restaurações do tipo MOD.

ABSTRACT

Aim: To evaluate the effect of two composite resins of different polymeric matrices and the photoactivation technique as regards fracture resistance by, compression of maxillary pre-molars with Class II restorations. **Materials and Methods:** MOD cavities were prepared in 56 premolars, simulating endodontic treatments. The teeth were divided into four groups (n=14): G1: conventional photoactivation, restoration with Filtek Z350XT (3M ESPE) and adhesive Adper Single Bond 2 (3M ESPE); G2: Pulse delay photoactivation, restoration with Filtek Z350XT and adhesive Adper Single Bond 2; G3: conventional photoactivation, restoration with Filtek P90 (3M ESPE) and self-adhesion of Filtek P90 (3M ESPE); and G4: pulse delay photoactivation, restoration with Filtek P90 and self-adhesion of Filtek P90. In G1 and G3 (conventional photoactivation), the composite resin was applied at 2 mm increments, each of which was light cured for 40 seconds, using a LED unit, at an intensity of 500 mw/cm², measured with a radiometer (Demetron). In G2 and G4 (pulse delay photoactivation), the composite resin was also applied at 2 mm increments; however, each increment was initially photoactivated for 5 seconds at 300 mw/cm². After a period of 5 minutes, a new photoactivation was performed for 40 seconds at an intensity of 500 mw/cm². The photoactivation was repeated for each increment. After 24 hours, the specimens were polished and tested for compression, with cylindrical/round active tip (Instron – 0.5 mm/min). The ANOVA 2 and Tukey tests were used for statistical analyses (p > 0.05). **Results:** Mean values (Newtons) were as follows: G1: 1157.98 (±444.62); G2: 1404.14 (±391.82); G3: 1255.30 (±422.34); and G4: 1213.76 (±419.95). The resistance to fracture by compression of the pre-molars with MOD restorations proved to be statistically similar in the four evaluated groups. **Conclusion:** No significant differences could be observed regarding the two composite resins with different polymeric matrices and the different photoactivation methods.

Uniterms: Composite resins. Compression strength. Polymerization.

REFERÊNCIAS:

1. Leprince JG, Palin WM., Mullier T, Devaux J, Vevren J, Leloup G. Investigating filler morphology and mechanical properties of new low-shrinkage resin composite types. *J Oral Rehabil.* 2010;37:364–76.
2. Anusavice KJ. *Phillips materiais dentários.* Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998.
3. Kemp-Scholte CM, Davidson CL. Marginal sealing of curing contraction gaps in class V composite resin restorations. *J Dent Res.* 1998;67:841-5.
4. Sakaguchi RL, Wiltbank BD, Murchison CF. Contraction force rate of polymer composites is linearly correlated with irradiance. *Dent Mater.* 2004;20:402-7.
5. Labella R, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture: evaluation of clinical performance for posterior composites and filled adhesives. *Oper Dent.* 1987;12:53-78.
6. Min SH, Ferracane J, Lee IB. Effect of shrinkage strain, modulus, and instrument compliance on polymerization shrinkage stress of light-cured composites during the initial curing stage. *Dent Mater.* 2010;26:1024–33.
7. Duarte Júnior S, Botta AC, Phark JH, Sadan A. Select mechanical and physical properties and clinical application of a new low-shrinkage composite restoration. *Quintessence Int.* 2009;40:631-8.
8. Eick JD, Kotha SA, Chappelow CC, Kilway KV, Giese GJ, Glaros AG, *et al.* Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer. *Dent Mater.* 2007;23:1011–17.
9. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of composition on rate of polymerization contraction of light-curing resin composites. *Acta Odontol Scand.* 2002;60:146-54.
10. Davidson CL, De Gee AJ. Light-curing units, polymerization and clinical implications. *J Adhes Dent.* 2000;2:167-73.
11. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA. Effect of ramped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Esthet Dent.* 2000;12:328-39.
12. Soh MS, Yapa UJ, Siow KS. Post-gel shrinkage with different modes of LED and halogen light curing lights. *Oper Dent.* 2004;29:317-24.
13. Lim BS, Ferracane JL, Sakaguchi RL, Condon JR. Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation. *Dent Mat.* 2002;18:436-44.
14. Chan DCN, Browning WD, Frazier KB, Brackett MG. Clinical evaluation of the soft-start (pulse-delay) polymerization technique in

- class I and II composite restorations. *Oper Dent.* 2008;33(3):265-71.
15. Watts DC, Satterthwaite JD. Axial shrinkage-stress depends upon both C-factor and composite mass. *Dent Mater.* 2008;24:1-8.
 16. Van Dijken JWV. Durability of resin composite restorations in high C-factor cavities: a 12-year follow-up. *J Dent.* 2010.
 17. Palin WM, Fleming GJP, Nathwani H, Burke FJT, Randall RC. In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites. *Dent Mater.* 2005;21:324-35.
 18. Van Landuyt KL, Kanumilli P, Munck J, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acidetching. *J Dent.* 2006;34(1):77-85.
 19. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater.* 2005;21:68-74.
 20. Papadogiannis D, Kakaboura A, Palaghias G, Eliades G. Setting characteristics and cavity adaptation of low-shrinking resin composites. *Dent Mater.* 2009;25:1509-16.
 21. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function: a review of the literature.III. Masticatory performance and efficiency. *J Oral Rehabil.* 1976;3:57-67.
 22. Batalha-Silva S, Andrada MAC, Maia HP, Magne P. Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin restorations: Direct versus CAD/CAM inlays. *Dent Mater.* 2013;29:324-31.