

Artigo Original de Pesquisa
Original Research Article

Avaliação *in vitro* da fenda de contração de polimerização formada por diferentes resinas compostas universais

In vitro evaluation of polymerization shrinkage gap of different universal composite resins

Sandro Cordeiro Loretto^{1,2}
Ana Karla Sobreira da Silva²
Renata Kelly Zoppe Brandão²
Maria Cleide Mendes Carneiro²
Mário Honorato Silva e Souza Junior¹

Endereço para correspondência:

Corresponding author:

Sandro Cordeiro Loretto
Avenida Conselheiro Furtado, n.º 3.536B, apto. 1.803 – São Braz
CEP 66073-160 – Belém – PA
E-mail: sandroloretto@hotmail.com

¹ Curso de Odontologia, Universidade Federal do Pará – Belém – PA – Brasil.

² Curso de Odontologia, Centro Universitário do Pará – Belém – PA – Brasil.

Recebido em 13/4/2010. Aceito em 11/5/2010.

Received for publication: April 13, 2010. Accepted for publication: May 11, 2010.

Palavras-chave:
materiais dentários;
resinas compostas; luz.

Resumo

Introdução: As resinas compostas representam hoje o principal material restaurador de uso direto empregado na clínica odontológica diária, contudo alguns aspectos relacionados ao material ainda necessitam ser mais bem compreendidos, entre os quais a contração de polimerização. **Objetivo:** Investigar a fenda de contração de polimerização formada por diferentes resinas compostas universais. **Material e métodos:** Compuseram os grupos testados oito marcas comerciais de compósitos, e foram confeccionados cinco corpos de prova para cada grupo, assim designados: G1 – TPH Spectrum (Dentsply); G2 – Esthet-X (Dentsply); G3 – Opallis (FGM); G4 – Filtek Z250 (3M Espe); G5 – Natural Look (DFL); G6 – Master Fill (Biodinâmica); G7 – Filtek Z350 (3M Espe); G8 – Filtek Supreme XT (3M Espe). Cada resina composta foi inserida em uma matriz metálica de 7 mm de

diâmetro interno e 2 mm de altura e prensada por duas placas de vidro e matrizes de poliéster. Em seguida, elas foram fotoativadas em somente uma das superfícies com o aparelho de luz halógena Optilight Plus (Gnatus), com intensidade de luz de $500 \pm 10 \text{mW/cm}^2$, seguindo-se as recomendações dos respectivos fabricantes. Logo após os corpos de prova foram polidos e, depois de 24 horas, levados ao microscópio eletrônico de varredura para mensuração da fenda de contração de polimerização, medida em quatro pontos da amostra, em posições correspondentes a 3, 6, 9 e 12 horas. Submeteram-se os resultados à análise de variância e ao teste de Tukey ao nível de significância de 5%.

Resultados: A maior média de fenda de contração de polimerização foi observada com o compósito Filtek Z350 (3M Espe), enquanto o menor valor médio foi associado à resina composta Natural Look (DFL).

Conclusão: Diferenças nas matrizes orgânicas, bem como no conteúdo de carga, interferiram significativamente na fenda de contração de polimerização de compósitos universais.

Keywords: dental materials; composite resins; light.

Abstract

Introduction: Composite resins are the major direct restorative material used in daily dental practice nowadays. However, some aspects of this material need further investigation, such as polymerization shrinkage.

Objective: To investigate the polymerization shrinkage gap of different universal composite resins. **Material and methods:** Experimental groups comprised eight commercially available composite resins ($n=5$), as follows: G1 – TPH Spectrum (Dentsply); G2 – Esthet-X (Dentsply); G3 – Opallis (FGM); G4 – Filtek Z250 (3M Espe); G5 – Natural Look (DFL); G6 – Master Fill (Biodinamica); G7 – Filtek Z350 (3M Espe); G8 – Filtek Supreme XT (3M Espe). Each composite was inserted into a circular brass mold (7-mm diameter; 2-mm height), covered with a polyester strip, and then pressed by two glass plates. Following, the specimens were light-cured through only one of the surfaces by using a conventional halogen light device (Optilight Plus, Gnatus), with light intensity of $500 \pm 10 \text{mW/cm}^2$, according to the manufacturer's instructions. Then, the samples were polished, and, after 24 hours, the polymerization shrinkage gaps were measured by scanning electronic microscopy. The measurements were performed at four points (3, 6, 9, and 12 o'clock). Data were submitted to analysis of variance and Tukey's test with 5% of confidence level. **Results:** Filtek Z350 (3M Espe) showed the highest mean of polymerization shrinkage gap, while Natural Look (DFL) presented the lowest mean. **Conclusion:** Differences in the organic matrix, as well as in the filler content, significantly affected the polymerization shrinkage gap of universal composite resins.

Introdução

A obtenção de excelência restauradora com resinas compostas fotopolimerizáveis requer, entre outros, um sólido conhecimento das propriedades de cura desses materiais e, por conseguinte, dos fatores que podem influenciar tal processo, já que o desempenho clínico das restaurações depende fundamentalmente de sua adequada polimerização [5].

Assim, para alcançar uma perfeita adaptação às margens cavitárias, os materiais restauradores não deveriam sofrer alterações dimensionais, sobretudo na interface dente/restauração, o que garantiria restaurações à prova de infiltrações. Contudo materiais como as resinas compostas não atingem esse requisito [6]. A conversão das moléculas monoméricas em uma rede polimérica é acompanhada de uma íntima aproximação

dessas moléculas, levando a uma contração volumétrica [19].

Ademais, tal contração volumétrica (contração de polimerização), frequentemente na ordem de 1,5 a 5%, resulta no desenvolvimento de estresse interno, que por sua vez é produto da natureza rígida da matriz polimérica de ligação cruzada formada. Esse estresse gerado implica formação de margens imperfeitas nas restaurações com compósitos. Isso afeta substancialmente sua longevidade clínica [8]. Ou seja, é possível que o estresse de contração de polimerização seja parcialmente transmitido à interface adesiva. O fato compromete assim a integridade marginal e torna as restaurações mais susceptíveis à microinfiltração e sensibilidade pós-operatória [12].

Logo, admitindo-se que a contração de polimerização pode ser entendida como a densificação ou perda de volume dos materiais de natureza resinosa [15] e que o estresse gerado por essa contração acarreta consequências clínicas diretas, diversos estudos têm sido conduzidos nos últimos 40 anos com o sentido de avaliar a geração, a mensuração e a caracterização desse estresse, bem como de melhorar as propriedades físicas, químicas e mecânicas das resinas compostas [8, 12].

Nessa perspectiva, o desenvolvimento de novas formulações de compósitos restauradores tem merecido destaque, com o uso da nanotecnologia despontando como uma contribuição promissora. A nanotecnologia consiste na produção de materiais e estruturas funcionais em nanoescala (com

variação entre 0,1 e 100 nm). Isso é feito por meio de diversos métodos físicos e químicos que convertem partículas de quartzo, de vidro e de cerâmica em nanopartículas [11, 12, 13].

Por tal motivo, diante da grande variedade de novas composições de resinas compostas disponíveis comercialmente, torna-se relevante avaliar seu comportamento perante o complexo processo de contração de polimerização. No presente estudo laboratorial, a avaliação foi feita mediante a mensuração da fenda de contração formada por diferentes categorias de resinas compostas universais.

Material e métodos

As resinas compostas utilizadas no presente estudo foram: TPH Spectrum (Dentsply Caulk, Milford, DE, EUA), Esthet-X (Dentsply Caulk, Milford, DE, EUA), Opallis (FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil), Filtek Z250 (3M Espe, St. Paul, MN, EUA), Natural Look (DFL Indústria e Comércio, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), Master Fill (Biodinâmica Química e Farmacêutica, Ipirorã, PR, Brasil), Filtek Z350 (3M Espe, Irvine, CA, EUA) e Filtek Supreme XT (3M Espe, Irvine, CA, EUA). Seus nomes comerciais, sua classificação, a composição da matriz orgânica, seu conteúdo inorgânico, o tamanho médio das partículas de carga, o percentual de carga em volume, o lote de fabricação e o tempo recomendado para fotoativação estão descritos no quadro I.

Nome comercial	Classificação	Matriz orgânica	Carga inorgânica	Tamanho médio (carga)	% (volume)	Lote de fabricação	Tempo de fotoativação
TPH Spectrum (Dentsply)	Micro-híbrida	Bis-GMA, uretano modificado	Borossilicato de alumínio e bário silanizados / sílica pirolítica silanizada	0,8 μm	Não informado	L890612	20 s
Esthet-X (Dentsply)	Micro-híbrida	Bis-GMA, uretano modificado, Bis-EMA, TEGDMA	Vidro de bário alumínio fluoróforo silicato / dióxido de silício	0,6 a 0,8 μm / 10 a 20 nm	60%	0708000240	20 s
Opallis (FGM)	Micro-híbrida	Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA	Vidro de bário alumínio silicato	0,5 μm	58%	100708	40 s + 40 s
Filtek Z250 (3M ESPE)	Micro-híbrida	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA	Zircônia / sílica	0,6 μm	60%	8CM	20 s

continua...

Continuação do quadro I

Nome comercial	Classificação	Matriz orgânica	Carga inorgânica	Tamanho médio (carga)	% (volume)	Lote de fabricação	Tempo de fotoativação
Natural Look (DFL)	Micro-híbrida	Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA	Cristais de bário atomizados / sílica amorfa hidrofóbica	0,5 μm	59%	08030279	20 s + 40 s
Master Fill (Biodinâmica)	Micro-híbrida	Bis-GMA, UDMA	-	0,04 a 2,2 μm	79%	459 08	40 s
Filtek Z350 (3M ESPE)	Nanopartícula	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA	Sílica não-aglomerada: 20 nm; nanoaglomerados de zircônia / sílica: 5 a 20 nm	0,6 a 1,4 μm	59,5%	8PG	20 s
Filtek Supreme XT (3M ESPE)	Nanopartícula	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA	Sílica não-aglomerada: 20 nm; nanoaglomerados de zircônia / sílica: 5 a 20 nm	0,6 a 1,4 μm	59,5%	7EU	20 s

Quadro I – Nomes comerciais (fabricantes), classificação, composição, lotes de fabricação e tempo de fotoativação das resinas compostas utilizadas

*Bis-GMA (bisfenol A diglicidil metacrilato), Bis-EMA (bisfenol A diglicidil metacrilato etoxilado), UDMA (uretano dimetacrilato), TEGDMA (trietileno glicol dimetacrilato)

Para a confecção dos corpos de prova foram empregadas matrizes metálicas circulares, com 7,0 mm de diâmetro interno, 11,5 mm de diâmetro externo e 2,0 mm de altura. Cada matriz foi posicionada sobre uma tira de poliéster, e esta, sobre uma placa de vidro com 20 mm de espessura. Inseriu-se o compósito restaurador (todos na cor A2) no interior da matriz em um único incremento com auxílio de espátula Thompson n.º 2 (Prisma Instrumentos Odontológicos, São Paulo, SP, Brasil), e cobriu-se sua superfície com outra tira de poliéster, sendo em seguida pressionado por mais uma placa de vidro, que posteriormente foi removida.

Logo após, posicionou-se a ponta ativa do aparelho fotopolimerizador próxima, porém sem tocar, ao conjunto matriz metálica/material restaurador. As resinas compostas foram fotoativadas pelo método convencional (luz contínua), de acordo com a recomendação do fabricante dos respectivos produtos, utilizando-se o aparelho Optilight Plus (Gnatus Equipamentos Médico-Odontológicos, Ribeirão Preto, SP, Brasil). A intensidade de luz foi aferida a cada cinco corpos de prova por um radiômetro (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil). Este estava sempre em $500 \pm 10 \text{ mW/cm}^2$. Dessa forma, confeccionaram-se cinco amostras para cada marca comercial de resina composta, perfazendo um total de 40 corpos de prova e oito grupos experimentais.

Em seguida, ambas as superfícies dos corpos de prova foram aplainadas e polidas com lixas de carbureto de silício de granulação n.º 400, 600 e 1.200 (Norton S.A., São Paulo, SP, Brasil). Na sequência, levaram-se os corpos de prova a um aparelho de ultrassom BioWash TD 30 Plus (Bio-Art Equipamentos Odontológicos, São Carlos, SP, Brasil) por 15 minutos, para remoção completa dos resíduos localizados entre o compósito e a matriz metálica.

Posteriormente, fizeram-se quatro marcações com caneta tipo *pilot* sobre a matriz metálica, correspondente a 3, 6, 9 e 12 horas da face de um relógio. Armazenaram-se então os corpos de prova em temperatura ambiente por $24 \pm 1 \text{ h}$, até a medição da fenda de contração de polimerização.

Decorridas 24 horas, os corpos de prova foram metalizados, fixados em *stubs* metálicos com fita adesiva carbonada e mensurados em microscopia eletrônica de varredura (LEO 1430, LEO-ZEISS, Cambridge, Inglaterra). Conseguiram-se as medidas nos quatro pontos marcados na matriz metálica (3, 6, 9 e 12 horas), usando como referência a fenda formada entre o material restaurador e a matriz. Os valores das medidas da largura da fenda foram feitos em micrômetros (μm) e com aumento de 2.000x. Apenas uma medida foi obtida em cada posição e, posteriormente, calculou-se a média aritmética. Executaram-se as leituras na superfície de topo dos corpos de prova, ou seja, na região irradiada

mais próxima do aparelho fotopolimerizador. Os resultados foram compilados e submetidos à análise de variância (Anova one-way) e ao teste t de Student-Newman-Keuls ($p < 0,05$).

Resultados

A tabela I mostra as médias e o desvio padrão para a fenda de contração de polimerização em todos os grupos testados. A análise de variância (Anova one-way) demonstrou haver diferença estatisticamente significativa para o fator tipo de resina composta ($p < 0,0001$) (tabela II).

Tabela I - Média e desvio padrão da fenda de contração de polimerização das resinas compostas universais

Grupo	Resinas compostas	Média	Desvio padrão
1	TPH Spectrum	15,23	± 5,80
2	Esthet-X	24,59	± 10,15
3	Opallis	19,01	± 9,77
4	Filtek Z250	23,44	± 7,34
5	Natural Look	13,05	± 8,24
6	Master Fill	17,41	± 6,11
7	Filtek Z350	24,69	± 9,38
8	Filtek Supreme XT	20,87	± 6,30

Tabela II - Análise de variância para os valores médios da fenda de contração de polimerização das resinas compostas universais

Fontes de variação	Graus de liberdade	Soma dos quadrados	Quadrados médios	F
Resinas	7	26,8 e + 02	382,786	5,9023
Erro	152	98,6 e + 02	64,854	
(p) =	< 0,0001*	-	-	

*Significativo ao nível de 5%

A tabela III demonstra apenas as comparações significativas pelo teste t de Student-Newman-Keuls.

Tabela III - Média e desvio padrão da fenda de contração de polimerização das resinas compostas universais (somente dos valores expressivos)

Resinas compostas		p-valor
TPH Spectrum 15,23 ± 5,8	Esthet-X 24,59 ± 10,15	< 0,001*
TPH Spectrum 15,23 ± 5,8	Filtek Z250 23,44 ± 7,34	0,0015*
TPH Spectrum 15,23 ± 5,8	Filtek Z350 24,69 ± 9,38	< 0,001*
TPH Spectrum 15,23 ± 5,8	Filtek Supreme XT 20,87 ± 6,30	0,0284*

continua...

Continuação da tabela III

Resinas compostas		p-valor
Esthet-X 24,59 ± 10,15	Opallis 19,01 ± 9,77	0,0300*
Esthet-X 24,59 ± 10,15	Natural Look 13,05 ± 8,24	< 0,001*
Esthet-X 24,59 ± 10,15	Master Fill 17,41 ± 6,11	0,0054*
Opallis 19,01 ± 9,77	Natural Look 13,05 ± 8,24	0,0204*
Opallis 19,01 ± 9,77	Filtek Z350 24,69 ± 9,38	0,0272*
Filtek Z250 23,44 ± 7,34	Natural Look 13,05 ± 8,24	< 0,001*
Filtek Z250 23,44 ± 7,34	Master Fill 17,41 ± 6,11	0,0191*
Natural Look 13,05 ± 8,24	Filtek Z350 24,69 ± 9,38	< 0,001*
Natural Look 13,05 ± 8,24	Filtek Supreme XT 20,87 ± 6,30	0,0025*
Master Fill 17,41 ± 6,11	Filtek Z350 24,69 ± 9,38	0,0048*

*Significativo ao nível de 5%

Discussão

A hipótese testada, de que diferentes composições e mesmo classificações de resinas compostas contraem de modo distinto durante seu processo de polimerização, aspecto observado sob a ótica da fenda de contração formada entre esses compósitos e matrizes metálicas, foi confirmada.

Em virtude da popularização das resinas compostas como um material adequado para o reparo de estruturas dentais comprometidas ou cariadas, especialmente por sua aparência estética, pela fácil aplicação a uma ampla variedade de procedimentos restauradores diretos e pela possibilidade de aderir quimicamente aos substratos dentais, um grande número de estudos, realizados sobretudo nas últimas duas décadas, vem buscando constantes melhorias nas propriedades mecânicas e características estéticas de tais materiais [3, 12, 18].

Nesse sentido, as resinas compostas conhecidas como universais representam as soluções restauradoras para um largo espectro de situações clínicas de rotina. Hoje em dia a categoria de compósitos é formada pelas resinas micro-híbridas e, mais recentemente, pelas nanoparticuladas,

as quais segundo seus fabricantes apresentam propriedades físicas similares às das resinas híbridas e micro-híbridas. Assim, eles estão indicados para restaurações posteriores sujeitas a grandes estresses mecânicos [17], além de exibirem alta capacidade de polimento e retenção de polimento [11], por isso são recomendados também para restauração de dentes anteriores.

Dessa forma, considerando que essas duas classificações de compósitos são apontadas, basicamente, para situações clínicas semelhantes, deveríamos esperar que seu comportamento diante do processo de contração de polimerização fosse igualmente parecido, fato não observado no presente estudo.

As resinas compostas nanoparticuladas Filtek Z350 (3M Espe) e Filtek Supreme XT (3M Espe) apresentaram diferenças significativas em termos de fenda de contração de polimerização formada em relação a quatro (TPH Spectrum, Dentsply; Opallis, FGM; Natural Look, DFL; e Master Fill, Biodinâmica) dos seis compósitos micro-híbridos testados. Portanto, tem de ser enfatizada a variação entre as formulações das resinas compostas no que diz respeito aos monômeros que as compõem: os

compósitos micro-híbridos não possuíam UDMA em sua composição, com exceção da resina composta Master Fill (Biodinâmica). Assim, é válido lembrar que cada molécula de Bis-GMA e de Bis-EMA contém duas ligações duplas de carbono alifáticas e seis ligações duplas de carbono aromáticas. Por outro lado, moléculas de TEGDMA e UDMA têm apenas duas ligações duplas de carbono alifáticas [7].

Desse modo, a ausência de UDMA nas composições das resinas micro-híbridas sugere maior quantidade de Bis-GMA em suas formulações. Logo, uma redução no grau de conversão e, por conseguinte, na contração de polimerização, notada com maiores concentrações de Bis-GMA, pode ser explicada pela alta viscosidade conferida pelos grupos hidroxila e pela rigidez em função dos anéis aromáticos (alto peso molecular), ou seja, menor concentração de grupos reativos. Esses fatores são responsáveis pela redução na mobilidade necessária à propagação da cadeia polimérica, limitando assim a conversão final [9, 18].

Ademais, em geral as resinas micro-híbridas apresentam características mecânicas superiores quando comparadas às nanoparticuladas [10, 12, 17]. Nesse contexto, existe forte relação entre as partículas de carga de um determinado compósito e seu módulo de elasticidade. Portanto, aumentando-se o conteúdo de carga e, conseqüentemente, diminuindo-se a capacidade de escoamento, eleva-se na mesma proporção o módulo de elasticidade, enquanto uma alta incorporação de carga diminui a quantidade de matriz orgânica presente no compósito, o que contribui desse modo para uma redução na contração de polimerização observada [2, 12].

Além disso, considerando as diferenças significativas entre os compósitos micro-híbridos, uma possível justificativa pode estar relacionada com a presença do monômero TEGDMA em algumas formulações. Essas diferenças são constatadas entre as resinas TPH Spectrum (Dentsply) e Esthet-X (Dentsply), TPH Spectrum (Dentsply) e Filtek Z250 (3M Espe), Master Fill (Biodinâmica) e Esthet-X (Dentsply), Master Fill (Biodinâmica) e Filtek Z250 (3M Espe). As primeiras marcas comerciais citadas não apresentam o monômero TEGDMA em suas matrizes orgânicas e tiveram valores médios de fenda de contração de polimerização significativamente menores.

Ainda que a molécula de Bis-GMA seja bastante reativa, o seu peso molecular elevado limita sua mobilidade durante a reação de polimerização, determinando a necessidade de sua diluição para a obtenção de maiores valores de conversão de monômeros em polímeros, além do alcance de uma

viscosidade apropriada para permitir a incorporação de partículas de carga ao compósito. Dessa forma, a associação de monômeros dimetacrilatos de menor peso molecular (monômeros diluentes) é realizada, representada frequentemente pelo TEGDMA. Sendo assim, compósitos com TEGDMA demonstram maiores valores de contração, possivelmente em virtude de este facilitar a interação entre as moléculas reagentes e permitir a formação de uma rede polimérica mais densa [9, 16].

Outro fator contribuinte para as diferenças expressivas entre as fendas de contração de polimerização formadas pelos compósitos micro-híbridos está ligado a marcantes diferenças no conteúdo de carga por volume na composição destes. Tal aspecto pode ser constatado entre as resinas compostas Master Fill (Biodinâmica) e Esthet-X (Dentsply), e Master Fill (Biodinâmica) e Filtek Z250 (3M Espe). O compósito Master Fill (Biodinâmica) apresenta 79% de partículas de carga em volume; esse valor é notadamente mais elevado. Portanto, conforme explicitado, aumentando-se o conteúdo de carga e, por conseguinte, diminuindo-se a capacidade de escoamento, eleva-se na mesma proporção o módulo de elasticidade e diminui-se a quantidade de matriz orgânica presente no compósito. O fato auxilia assim para uma redução na contração de polimerização [2, 12].

Ao considerar as resinas Natural Look (DFL) e Filtek Z250 (3M Espe), é possível que a significativa diferença nos valores médios de fenda de contração formada esteja ligada mais uma vez à presença do monômero UDMA no último compósito. Estudos anteriores já haviam demonstrado que resinas compostas que contêm UDMA seriam mais reativas do que aquelas à base de Bis-GMA apenas [1, 7]. Logo, admitindo novamente a relação direta entre grau de conversão e contração de polimerização, maior magnitude de cura para o compósito Filtek Z250 (3M Espe), observada pela formação de maior fenda de contração, é possível de ser atribuída pela presença de UDMA.

Por fim, um conceito recentemente introduzido, conhecido como energia para polimerização, pode respaldar algumas diferenças encontradas neste estudo. Ele se refere à quantidade de energia necessária para fotopolimerizar uma resina composta e tem como ser calculado pelo produto da intensidade emitida pela fonte luminosa (mW/cm^2) com o tempo empregado (ou recomendado) para a fotoativação de cada incremento resinoso (em segundos). Expressa-se o resultado em mJ/cm^2 (milijoules por centímetro quadrado) ou em J/cm^2 (joules por centímetro quadrado) [4, 7].

Nesse sentido, deve-se ressaltar que os tempos de fotopolimerização de cada compósito seguiram rigorosamente as indicações dos respectivos fabricantes, objetivando-se aproximar essa condição daquela encontrada no ambiente clínico. Portanto, pelo fato de a intensidade de luz ter permanecido a mesma em todos os grupos experimentais, as diferenças nas energias para polimerização estão associadas aos diferentes tempos de fotoativação adotados. Assim, não somente parâmetros individuais (intensidade de luz, modo de fotoativação e tempo de exposição) levam a uma eficiente polimerização das resinas compostas, como também a energia total liberada por uma fonte luminosa. Isso sugere que o grau de conversão estaria muito mais relacionado à energia disponível para a polimerização do que à intensidade de luz empregada [7, 14].

Em síntese, é preciso enfatizar que o desempenho e a longevidade clínica das restaurações com resinas compostas estão intimamente atrelados à integridade marginal destas, ou seja, condicionadas a menor contração e estresse de contração de polimerização, sendo tais fatores mais bem controlados também pelo conhecimento da composição dos compósitos por parte do cirurgião-dentista.

Conclusão

De acordo com as limitações deste estudo, foi possível concluir que:

- no geral, as resinas compostas nanoparticuladas apresentam maiores médias de fenda de contração de polimerização;
- diferenças na composição das matrizes orgânicas, especialmente com a presença de TEGDMA, influenciam as fendas de contração de polimerização formadas por diferentes compósitos;
- diferenças no conteúdo de carga inorgânica por volume interferem nas fendas de contração de polimerização constituídas por diferentes compósitos;
- diferenças no tempo de fotoativação e, portanto, na energia para polimerização podem exercer influência nas fendas de contração de polimerização formadas por diferentes compósitos.

Referências

1. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater.* 1998 Jan;14(1):51-6.

2. Braem M, Lambrechts P, Van Doren V, Vanherle G. The impact of composite structure on its elastic response. *J Dent Res.* 1986 May;65(5):648-53.

3. Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent.* 1996 Jan-Feb;21(1):17-24.

4. Coelho Santos MJM, Silva e Souza Jr MH, Mondelli RFL. Novos conceitos relacionados a fotopolimerização das resinas compostas. *JBD.* 2002 Jan-Mar;1(1):14-21.

5. Davidson CL, De Gee AJ. Light curing units, polymerization, and clinical implications. *J Adhes Dent.* 2000;2(3):167-73.

6. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent.* 1997 Nov;25(6):435-40.

7. Emami N, Söderholm K-JM. How light irradiance and curing time affect monomer conversion in light-cured resin composites. *Eur J Oral Sci.* 2003 Dec;111(6):536-42.

8. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater.* 2005 Jan;21(1):36-42.

9. Gonçalves F, Pfeifer CS, Ferracane JL, Braga RR. Contraction stress determinants in dimethacrylate composites. *J Dent Res.* 2008 Apr;87(4):367-71.

10. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater.* 2005 Dec;21(12):1150-7.

11. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc.* 2003 Oct;134(10):1382-90.

12. Pereira RA, Araújo PA, Castañeda-Espinosa JC, Mondelli RFL. Comparative analysis of the shrinkage stress of composite resins. *J Appl Oral Sci.* 2008 Feb;16(1):30-4.

13. Pereira RA, Araújo PA, Castañeda-Espinosa JC. Avaliação da força de contração de polimerização de resinas compostas: micro-híbrida, nanopartículas e ormocer. *Rev Ibero-Am Odontol Estét Dent.* 2005;4(14):181-7.

14. Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis A, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci.* 2004 Feb;112(1):89-94.
15. Sakaguchi RL, Wiltbank BD, Shah NC. Critical configuration analysis of four methods for measuring polymerization shrinkage strain of composites. *Dent Mater.* 2004 May;20(4):388-96.
16. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials.* 2003 Feb;24(4):655-65.
17. Silva EM, Poskus LT, Guimarães JGA. Influence of light-polymerization modes on the degree of conversion and mechanical properties of resin composites: a comparative analysis between a hybrid and a nanofilled composite. *Oper Dent.* 2008 May-Jun;33(3):287-93.
18. Stansbury JW, Trujillo-Lemon M, Lu H, Ding X, Lin Y, Ge J. Conversion-dependent shrinkage stress and strain in dental resins and composites. *Dent Mater.* 2005 Jan;21(1):56-67.
19. Venhoven BAM, De Gee AJ, Davidson CL. Polymerization contraction and conversion of light-curing bisGMA-based methacrylate resins. *Biomaterials.* 1993 Sept;14(11):871-5.

Como citar este artigo:

Loretto SC, Silva AKS, Brandão RKZ, Carneiro MCM, Silva e Souza Junior MH. Avaliação *in vitro* da fenda de contração de polimerização formada por diferentes resinas compostas universais. *Rev Sul-Bras Odontol.* 2010 Oct-Dec;7(4):430-8.
