

Mariana Miranda Mello<sup>1</sup>  
Fabrício Luscino Alves de Castro<sup>1</sup>  
Rogério Vieira Reges<sup>1</sup>

**The influence of pre-heating and chroma of composite on its sorption and solubility properties**

## **| Influência do pré-aquecimento e do cromó da resina composta em suas propriedades de sorção e solubilidade**

**ABSTRACT | Introduction:** *The preheating of resin composites has been evaluated as a direct way to improve the performance of this material by increasing the degree of conversion of monomers in to polymer; however, many associated factors may influence its performance.* **Objective:**

*To evaluate the influence of composite Chroma and pre-heating on material sorption and solubility.* **Methods:** *Forty composite specimens (N=5) were prepared using an 8x2mm metallic matrix. Four color Chromes (A1, A2, A3 e A3.5) and two temperatures (25°C and 60°C) of the composite ICE (SDI) were tested.*

*The specimens were weighed three times: M1 - dried at 37°C for 24h; M2 - stored for 7 days in 75% ethanol and 25% water, at 37°C; M3 - dried for one more day, at 37°C. The volumes of the specimens were calculated using their diameter and thickness ( $V = \pi R^2 h$ ). Calculated volumes and weights were used to find sorption ( $M2-M3/V$ ) and solubility ( $M1-M3/V$ ). Data were analyzed using a two-way ANOVA design for sorption and Kruskal-Wallis and Mann-Whitney U for solubility ( $\alpha=5\%$ ).*

**Results:** *The results showed that none of the factors studied, nor their interaction influenced the sorption and solubility properties of the material ( $p>0.05$ ).*

**Conclusion:** *Both pre-heating and color of the composite resin, at least for the composite evaluated, did not affect sorption and solubility of the material.*

**Keywords |** *Resin composite; High temperature; Solubility.*

**RESUMO | Introdução:** O aquecimento prévio da resina composta tem sido avaliado como uma maneira direta de melhorar o desempenho desse material pelo aumento do grau de conversão de monômeros em polímero, porém muitos fatores associados podem influenciar o seu desempenho. **Objetivo:** Avaliar a influência do pré-aquecimento e do cromó da resina composta em suas propriedades de sorção e solubilidade. **Métodos:** Foram confeccionados 40 corpos de prova (N=5) usando-se uma matriz metálica com dimensões de 8mm de diâmetro por 2mm altura. Foram testadas as cores A1, A2, A3 e A3,5 da resina ICE (SDI) e as temperaturas de 25°C e 60°C. Os espécimes foram pesados três vezes: M1 - após armazenagem a seco, por 24h, a 37°C; M2 - após armazenados por sete dias em etanol/água (75%/25%), a 37°C; M3 - após nova armazenagem a seco por mais um dia, a 37°C. Com as medidas de diâmetro e espessura dos espécimes, foram calculados seus volumes ( $V = \pi R^2 h$ ) e seus valores de sorção e solubilidade ( $W_{sp}: M2-M3/V$ ;  $W_{sl}: M1-M3/V$ ). Os dados obtidos foram analisados usando os testes de Anova para sorção e Kruskal-Wallis e U de Mann-Whitney para solubilidade ( $\alpha=5\%$ ). **Resultados:** Nenhum dos fatores estudados e nem sua interação influenciaram as propriedades de sorção e solubilidade do material ( $p>0,05$ ). **Conclusão:** Tanto o pré-aquecimento quanto a cor da resina, pelo menos em relação ao composto avaliado, não influenciaram as propriedades de sorção e solubilidade do material.

**Palavras-chave |** Resinas compostas; Temperatura alta; Solubilidade.

<sup>1</sup>Faculdade de Odontologia, Instituto de Ciências da Saúde, Campus Flamboyant, Universidade Paulista, Goiânia/GO, Brasil.

## INTRODUÇÃO |

O sucesso da restauração direta com resina composta depende de suas propriedades físicas, químicas, biológicas e mecânicas, que, por sua vez, estão em relação direta com o grau de conversão de monômeros em polímero<sup>11-13,15,18,31,34</sup>. Uma polimerização adequada do material leva-o a atingir seu melhor desempenho, minimizando problemas clínicos comuns, como: manchamento de margens, infiltração marginal, cáries secundárias, toxicidade gerada pela ação de monômeros residuais, desgaste pela mastigação, entre outros.

Em relação aos compósitos fotopolimerizáveis, a obtenção de grau de conversão adequado está intimamente ligada ao tempo de exposição à luz, à densidade de energia produzida pelo aparelho fotopolimerizador, à distância entre a fonte luminosa e a restauração, à espessura dos incrementos de resina inseridos na cavidade e à cor e tipo de resina composta usada<sup>3,19,22,30-32</sup>. Dentre esses fatores, a cor da resina utilizada exerce efeito significativo, visto que tonalidades mais opacas e mais pigmentadas permitem menor passagem de luz entre as camadas de resina, prejudicando a polimerização adequada, principalmente em regiões mais profundas da cavidade que está sendo restaurada<sup>3,22,29</sup>. Dessa forma, a utilização de técnicas de inserção e polimerização da resina específicas para tonalidades mais escuras e opacas do material seria de interesse clínico, pois poderiam evitar os problemas relacionados com o baixo grau de conversão de monômeros em polímero.

A temperatura tem participação determinante no processo de polimerização de materiais resinosos e, conseqüentemente, nas propriedades do polímero formado<sup>1,2,18</sup>. Diversos trabalhos mostram que a elevação da temperatura melhora a mobilidade dos monômeros e radicais, resultando em maior grau de conversão<sup>2,4,18,19,24</sup>. Daronch et al., em 2005<sup>6</sup> e em 2006<sup>7</sup>, estudaram o efeito do aquecimento da resina composta previamente à sua cura, respectivamente, na cinética de polimerização do material e em suas propriedades. Verificaram maior proporção máxima de conversão e maior grau de conversão nessa condição em relação à resina usada em temperatura ambiente. Posteriormente, outros estudos foram realizados confirmando esses efeitos<sup>8,10,26</sup>. Alguns autores verificaram ainda que a condição de pré-aquecimento levou à melhora das propriedades mecânicas do material<sup>20</sup>, maior profundidade de cura<sup>20</sup> e menor viscosidade, com melhor adaptação à cavidade<sup>5,14,23</sup>.

Uma maneira indireta de se avaliar a polimerização dos compósitos é feita pelos testes de sorção e solubilidade. O compósito mais polimerizado, além de apresentar maior grau de conversão de monômeros em polímero, apresenta maior quantidade de ligações cruzadas entre

as cadeias poliméricas, o que, por sua vez, leva à menor penetração de solventes entre estas e ao menor grau de degradação química dessas cadeias, quando em contato com o solvente<sup>12,13</sup>. As ligações cruzadas provêm um número suficiente de pontes entre as macromoléculas lineares, para formar uma rede tridimensional que diminui a sorção e solubilidade, aumenta a resistência e a rigidez das resinas compostas, reduzindo a permeabilidade dos polímeros a solventes devido à diminuição dos espaços livres e a capacidade de as cadeias poliméricas incharem<sup>12,13</sup>. Dessa forma, a resina com menor grau de conversão e com menor reticulação das cadeias poliméricas está mais sujeita à degradação, acarretando redução das propriedades mecânicas, como o módulo de elasticidade, resistência e até mesmo no mecanismo de deformação do material, comprometendo diretamente a sua utilização clínica<sup>16,25</sup>.

Diante disso, o objetivo deste trabalho foi avaliar a sorção e a solubilidade de um compósito disponível no mercado, observando a influência da cor do material e do pré-aquecimento em sua polimerização. As cores A1, A2, A3 e A3.5 e as temperaturas de 25°C e 60°C foram avaliadas. A hipótese nula testada foi a de que nem a cor nem a temperatura do compósito influenciam as propriedades de sorção e solubilidade do material.

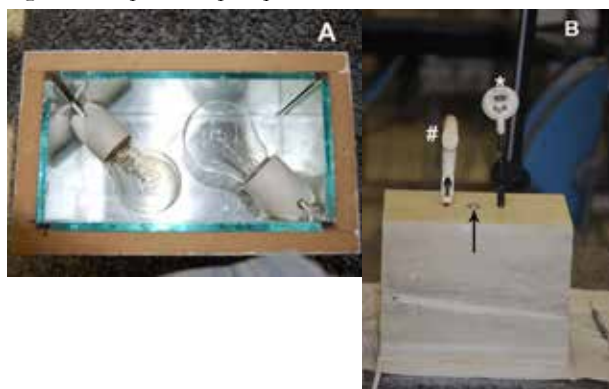
## MÉTODOS |

Para este estudo, foram confeccionados 40 corpos de prova que foram divididos em oito grupos (N=5), considerando-se os cromas A1, A2, A3 e A3,5 e as temperaturas de 25°C e 60°C. Para confeccionar essas 40 amostras, foi utilizada uma matriz bipartida de aço inoxidável com 8mm de diâmetro e 2mm de profundidade e a resina composta fotopolimerizável nano-híbrida ICE (SDI, Limited, Bayswater, Victoria, Austrália). O incremento de resina foi inserido utilizando a seringa Centrix (DFL Indústria e Comércio, Rio de Janeiro/RJ). Sobre a superfície livre do corpo de prova, foi colocada uma tira de poliéster e uma lamínula de vidro para padronizar a distância do aparelho de luz led (Radii Cal, SDI Limited, Bayswater, Victoria, Austrália) ao incremento de resina, que foi fotoativado por 40s. A densidade de potência de luz gerada pelo aparelho fotopolimerizador foi aferida antes da confecção de cada corpo de prova por meio de radiômetro (Led Radiometer – Fotômetro para luz led, SDI Limited, Bayswater, Victoria, Austrália) e esta foi de aproximadamente 1200 mW/cm<sup>2</sup>.

O grupo de espécimes a 60°C foi aquecido durante a própria confecção, dentro de dispositivo próprio para essa finalidade. As temperaturas foram constantemente monitoradas antes

de cada fotoativação, com um termômetro infravermelho (G-Tech, Modelo IR1DB1 Accumed Produtos Médico-Hospitalares LTDA, Duque de Caxias/RJ). O dispositivo usado no pré-aquecimento da resina consistiu de uma caixa de madeira com dois compartimentos internos separados por lâmina de metal e com três orifícios na parte superior. No compartimento inferior, estavam acopladas duas lâmpadas incandescentes de 100 W de potência cada uma, que foram a fonte do calor gerado. Além disso, essa mesma parte inferior possui paredes internas espelhadas, visando à manutenção do calor gerado. A lâmina de metal que separa os dois compartimentos internos servia para evitar a passagem da luz e conseqüente polimerização do compósito. O dispositivo de aquecimento pode ser visto em detalhes na Figura 1. A Figura 2 mostra a matriz metálica posicionada no dispositivo de aquecimento da resina.

Figura 1 – Dispositivo de pré-aquecimento



A - Vista da porção interna inferior do dispositivo, mostrando as paredes espelhadas e as duas lâmpadas incandescentes; B - Vista externa do dispositivo, mostrando os três orifícios da porção superior, onde estão acoplados: à direita, um termômetro digital (\*); no centro, a matriz metálica (seta); e à esquerda, a seringa Centrix (DFL) contendo o compósito no compule (#).

Figura 2 – Matriz posicionada no dispositivo de pré-aquecimento



A - Matriz posicionada no orifício central, entre a seringa Centrix (à esquerda) e o termômetro (à direita); B - Resina composta inserida na matriz com a seringa Centrix.

Esses espécimes prontos foram colocados em pequenos recipientes de vidro na cor âmbar, um espécime para cada recipiente, com a devida identificação etiquetada no vidro, tanto para o espécime quanto para o grupo a que este pertencia. Esses vidros foram colocados abertos num dessecador de vidro contendo sílica gel, dentro de uma estufa biológica a 37+/-1°C.

Depois de 24 horas, os corpos de prova foram retirados da estufa, colocados numa bancada à temperatura ambiente, 25+/-1°C, e pesados em balança analítica (Modelo AG200, Gehaka, Indústria e Comércio Eletro Eletrônica, São Paulo/SP, Brasil) que foi tarada antes de cada pesagem. Depois da obtenção de M1, foi adicionado a cada frasco 1,5ml de solução contendo 75% de álcool etílico e 25% de água. A solução de armazenamento escolhida foi usada por ter máxima capacidade de plastificar compósitos à base de Bis-GMA, como a resina ICE empregada neste estudo<sup>17,21,33</sup>. Os frascos, agora tampados, foram colocados novamente na estufa biológica a 37+/-1°C.

Depois de sete dias, foram removidos os frascos da estufa e os espécimes foram enxutos e pesados novamente, obtendo-se, assim, a massa M2. Depois de colocados novamente nos frascos secos e abertos, os espécimes voltaram para a estufa biológica a 37+/-1°C.

Vinte e quatro horas depois, foi feita a terceira pesagem dos espécimes, para a obtenção da massa M3. Nessa mesma ocasião, com um paquímetro digital (Mitutoyo, Digimatic Caliper, Tokio, Japão), foram determinadas as espessuras e os diâmetros de cada corpo de prova para o cálculo de seus volumes, utilizando-se a fórmula ( $V = \pi R^2 h$ ). Considerando-se M2 a massa do corpo de prova após sete dias de imersão no permeante e M3 a massa do corpo de prova depois de retirado do permeante e dessecado por 24 horas, obteve-se a sorção ( $W_{sp}$ ) com a fórmula  $W_{sp} = M2 - M3 / V$ , e a solubilidade ( $W_{sl}$ ) com a fórmula  $W_{sl} = M1 - M3 / V$ . Esses resultados foram encontrados em microgramas por milímetro cúbico.

Inicialmente, foi aplicado o teste de Kolmogorov-Smirnov para estudar a distribuição dos erros aleatórios em torno da média. Foi constatada a presença de distribuição normal para os dados de sorção ( $p=0,109$ ) e não normal para os dados de solubilidade ( $p<0,001$ ). Em seguida, foi aplicado o teste de Levene para verificação da presença ou não de homogeneidade de variâncias em relação aos dados de sorção, sendo esta observada ( $p=0,250$ ). Após verificação das hipóteses de normalidade e homogeneidade de variâncias, a análise dos dados foi feita utilizando-se os testes de Análise de Variâncias com dois critérios fixos para sorção, e os testes de kruskal-Wallis e U de Mann-Whitney

para solubilidade. As fontes de variação ou variáveis estudadas foram temperatura do compósito (dois níveis: 25°C e 60°C) e a cor do material (4 níveis: A1, A2, A3, A3.5).

Para o teste de solubilidade, os testes não paramétricos de Kruskal-Wallis e U de Mann-Whitney revelaram que nenhum dos fatores em estudo exerceu efeito estatisticamente significativo nas médias encontradas ( $p > 0,05$ ). Esses resultados podem ser vistos na Tabela 4.

## RESULTADOS |

As médias e desvios padrão dos valores de sorção e solubilidade obtidos para cada condição experimental avaliada podem ser vistos, respectivamente, nas Tabelas 1 e 2.

Para sorção, o teste de Anova revelou que nenhum dos fatores, bem como sua interação, exerceu efeito estatisticamente significativo nas médias de sorção encontradas ( $p > 0,05$ ). Esses resultados podem ser vistos na Tabela 3.

## DISCUSSÃO |

É desejável, na Odontologia, que os materiais resinosos utilizados apresentem características que possibilitem maior dureza e resistência e menor desintegração e absorção de líquidos, levando à maior durabilidade da restauração<sup>3,11-13,25,32</sup>. Isso é conseguido quando o grau de conversão e a quantidade de ligações cruzadas do material são maiores.

Tabela 1 - Sorção [Média (Desvio Padrão)-  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ] para o compósito avaliado nas diferentes temperaturas e cores do material (N=5)

Temperatura	Cor do Compósito				Total
	A1	A2	A3	A3.5	
25°C	10,41 (23,11)	12,14 (20,56)	8,83 (13,02)	14,02 (8,40)	11,35 (16,00)
60°C	-14,60 (44,58)	-0,32 (24,75)	4,74 (30,57)	8,09 (12,51)	-0,53 (29,26)
Total	-2,09 (35,98)	5,90 (22,43)	6,78 (22,26)	11,06 (10,52)	5,41 (24,04)

Tabela 2 - Solubilidade [Média (Desvio Padrão)-  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ] para o compósito avaliado nas diferentes temperaturas e cores do material (N=5)

Temperatura	Cor do Compósito				Total
	A1	A2	A3	A3.5	
25°C	-40,99 (79,36)	0,48 (22,00)	-5,46 (37,98)	-8,24 (16,46)	-13,55 (45,42)
60°C	-11,38 (41,53)	-4,66 (13,51)	-3,53 (15,21)	-12,60 (54,10)	-8,04 (32,91)
Total	-26,18 (61,72)	-2,09 (17,42)	-4,50 (27,30)	-10,42 (37,77)	-10,80 (39,25)

Tabela 3 - Teste de Análise de Variâncias com dois critérios fixos (temperatura e cor do compósito) para os dados de sorção

Fontes de Variação	Soma dos Quadrados	GL	Quadrados Médios	F	p	Poder do Teste
Cor	903,33	3	301,11	0,49	0,69*	0,14
Temperatura	1410,38	1	1410,38	2,31	0,14*	0,31
Cor x Temperatura	672,73	3	224,24	0,37	0,78*	0,11
Erro	19553,26	32	611,04			
Total	23711,65	40				

\* Diferenças não significantes considerando  $p < 0,05$ .

Tabela 4 - Comparação dos postos médios de solubilidade pelos testes de Kruskal-Wallis e U de Mann-Whitney, considerando temperatura, cor e a sua interação como fontes de variação

Comparação	Teste	Valor de p
Temperatura	U de Mann-Whitney	0,935*
Cor	Kruskal-Wallis	0,932*
Temperatura x Cor	Kruskal-Wallis	0,872*

\* Diferenças não significantes considerando  $p < 0,05$ .

Os testes de sorção e solubilidade são uma maneira indireta de se avaliar o grau de conversão dos compósitos. Polímeros com menos sítios hidrofílicos presentes em sua composição, ou seja, mais polimerizados, apresentam menor capacidade de absorver líquidos e, por consequência, de se desintegrar em ambiente úmido<sup>16</sup>. Além disso, e principalmente, polímeros com menor quantidade de espaços entre as cadeias poliméricas, ou seja, com maior quantidade de ligações cruzadas, tendem a sofrer menor sorção e menor solubilidade, visto que há dificuldade dos líquidos em entrarem ou saírem do material<sup>6-8</sup>.

A utilização da solução de álcool etílico a 75% neste estudo se deu devido ao fato de apresentar parâmetros de solubilidade semelhantes aos das resinas à base de Bis-GMA, como a resina ICE usada<sup>21,33</sup>. Isso significa que essa solução é capaz de se misturar melhor à resina, ampliando seus efeitos na matriz polimérica. O álcool, em contato com as cadeias de polímero, penetra entre elas porque as forças de atração entre as moléculas poliméricas são menores que as forças de atração entre estas e o solvente. Ocorre, então, um aumento no volume da rede polimérica e seu amolecimento devido à diminuição das interações entre cadeias e aumento da plastificação<sup>13</sup>. Os efeitos iniciais desse processo são a diminuição da dureza e da resistência ao desgaste do material. Posteriormente, há a liberação de substâncias, como monômeros não reagidos para o meio devido à solubilidade, diminuindo a compatibilidade biológica do material. Esse processo, associado à ação mecânica da mastigação e às condições adversas da cavidade bucal, pode tornar mais curta a vida útil da resina em função<sup>13, 16, 17, 21, 28,33</sup>.

Uma maneira de se aumentar o grau de conversão e a quantidade de ligações cruzadas de um polímero, no caso as resinas compostas, é aquecer o material. Alguns autores elucidam na literatura a relação positiva entre o pré-aquecimento e o aumento do grau de polimerização do compósito<sup>6-8,10,26</sup>. Daronch *et al.*<sup>6</sup> observaram maiores graus de conversão com a resina aquecida, mesmo quando esse material foi polimerizado por um tempo menor do que o recomendado pelo fabricante. Nesse caso, foi obtida conversão polimérica semelhante àquela conseguida com tempos convencionais de polimerização. A lógica por trás desses achados está no fato de que o aumento da temperatura leva à maior mobilidade dos monômeros, contribuindo para o aumento do número de ligações moleculares formadas, melhorando o grau de conversão do material e aumentando o número de ligações cruzadas formadas<sup>6</sup>. Assim, seriam esperadas menores sorção e solubilidade para o compósito pré-aquecido, visto que o maior grau de conversão e reticulação do polímero levaria o polímero a absorver menos solvente e, da mesma

forma, a se degradar menos da presença deste. Contudo, o presente trabalho não mostrou diferenças estatisticamente significativas entre as temperaturas de 25°C e 60°C nas propriedades de sorção e solubilidade do material.

Existe alguma controvérsia na literatura sobre a capacidade de utilização de pré-aquecimento para gerar um maior grau de conversão de monômeros em polímeros. Enquanto alguns autores encontraram maior grau de conversão para a resina pré-aquecida<sup>6-8,10,26</sup>, outros autores não identificaram diferenças<sup>14</sup>. Essa contradição pode estar relacionada com os diferentes tipos de compósitos avaliados nesses vários estudos. Quantidade, tamanho e distribuição das partículas de carga, tipo e combinações de monômeros de resina utilizada, o iniciador de polimerização utilizado, a presença de inibidores de polimerização, a cor e opacidade do material são todos fatores que podem influenciar a capacidade de um compósito de se polimerizar<sup>3,24,28</sup>. Além disso, os compósitos com diferentes composições podem tomar diferentes tempos para atingir temperaturas estáveis, uma vez que as partículas inorgânicas e as resinas orgânicas funcionam como isolantes térmicos. Mais ainda, o método de aquecimento utilizado em vários estudos também pode ser responsável pelas diferenças encontradas na literatura. Daronch *et al.*<sup>8</sup>, em 2006, mostraram que a temperatura do material cai em torno de 50% nos primeiros dois minutos após a remoção da fonte de calor. A fim de evitar esse problema, no presente trabalho, o material foi polimerizado dentro da matriz metálica posicionada diretamente no dispositivo de aquecimento, evitando-se, portanto, o uso de um dispositivo de aquecimento comercial, como o CALSET (AdDent, Danbury, Connecticut, EUA). Novas investigações devem ser realizadas para esclarecer esses aspectos.

Os dados encontrados aqui são corroborados por outros trabalhos realizados neste grupo de pesquisa<sup>29, 31</sup>. Souza *et al.*<sup>29</sup> encontraram diferenças quando se compararam as temperaturas de 10°C (compósito refrigerado) e 60°C (compósito pré-aquecido), porém apenas para sorção, observando relação inversa entre essa propriedade e a temperatura. O compósito usado no estudo de Souza *et al.*<sup>29</sup> foi o mesmo empregado nesta investigação. Já Virgulino *et al.*<sup>31</sup> mostraram valores menores de sorção e solubilidade para a temperatura de 60°C tanto em comparação com a temperatura de 10°C quanto com a de 25°C, porém, neste estudo, diferentes compósitos foram usados. Os autores mostraram ainda que a resina microparticulada apresentou os maiores valores de sorção e solubilidade, porém, para solubilidade, essa resina, quando aquecida, apresentou médias semelhantes, em comparação com os demais compósitos avaliados.

Futuras investigações serão necessárias para afirmar ou negar tais condições.

Em relação ao croma da resina, eram esperados maiores valores de sorção e solubilidade em compósitos com cromas mais saturados, comparados com aqueles com cromas menos saturados, visto que os primeiros oferecem maior resistência à passagem de luz em relação aos últimos, levando à menor polimerização<sup>22,29</sup>. Tal característica não foi confirmada neste estudo, que não mostrou diferença de valores entre grupos de cores mais claras ou mais escuras. Esses resultados podem estar relacionados com o tempo de polimerização utilizado. O tempo de 40 segundos pode ter sido suficiente para polimerizar até os espécimes de croma mais escuros<sup>4,18-19</sup> que, normalmente não seriam polimerizados com igual facilidade, levando-se inclusive em consideração que o tempo indicado pelo fabricante para fotoativação desse material é de 20 segundos. Futuras investigações, que considerem tempos menores de fotoativação, devem ser realizadas para se verificar uma possível diminuição nos valores de sorção e na solubilidade do material pré-aquecido, considerando um provável aumento do grau de conversão e da reticulação do polímero formado, mesmo com tempos menores de ativação pela luz.

Outro ponto a ser considerado é que os achados do presente estudo também podem estar ligados ao curto período de armazenamento adotado. Cada resina tem um período distinto para absorção de líquidos, de forma que esse tempo curto de armazenamento em álcool/água pode ter sido insuficiente para modificar as propriedades do material investigado<sup>3,13,32</sup>. Estudos considerando períodos maiores de armazenamento devem ser realizados para confirmar ou negar essa hipótese.

Uma preocupação que pode surgir quanto ao uso da resina pré-aquecida está relacionada com os efeitos desse aquecimento no tecido pulpar. Daronch *et al.*<sup>9</sup> verificaram *in vitro* aumento significativo da temperatura intrapulpar, quando a resina foi aquecida a 54°C ou 60°C, em relação à resina usada à temperatura ambiente, porém esse aumento, numericamente, foi em média de apenas 0,8°C. Os autores verificaram ainda que o maior aumento de temperatura, em torno de 5°C, ocorreu devido à fotoativação do material, independentemente do seu pré-aquecimento. Ainda nesse trabalho, os autores ressaltaram que o aumento da temperatura esteve sempre abaixo de 5,5°C, estabelecido por Zach e Cohen<sup>35</sup> como limite para haver danos irreversíveis à polpa.

Em outro trabalho, realizado *in vivo*, Rueggeberg *et al.*<sup>27</sup> observaram aumento significativo da temperatura da

superfície dental no momento da inserção da resina pré-aquecida, porém essa temperatura foi de 36,2°C, portanto, abaixo da temperatura corpórea. Os autores encontraram as seguintes medidas de temperatura nas diversas etapas de restauração da cavidade: 27,8°C – após o preparo cavitário; 26,3°C – após condicionamento ácido e lavagem; 30,5°C – após aplicação e fotopolimerização do adesivo. As temperaturas máximas registradas na superfície da resina foram: 30,4°C – temperatura ambiente; 38,4°C – pré-aquecida.

Diante desses resultados, os autores especulam que a temperatura relativamente baixa da superfície dental e a perda de calor da resina, desde a remoção do aquecedor até a inserção na cavidade, foram responsáveis pela temperatura encontrada na superfície dental durante a inserção da resina pré-aquecida. Mais estudos devem ser realizados para que a técnica do pré-aquecimento da resina possa ser empregada com segurança em dentes com polpa viva, considerando, inclusive, outras variáveis, como a espessura de dentina remanescente entre o assoalho cavitário e a polpa, além do tipo de resina usada.

Apesar dos achados relevantes encontrados neste estudo, a pesquisa apresenta limitações. O uso de uma marca comercial única de resina foi necessário para controle de variáveis, porém impede a extrapolação dos resultados encontrados para outras marcas. Além disso, os achados obtidos não podem ser aplicados diretamente à realidade clínica, visto que as condições *in vitro* usadas são simplificadas em relação às condições orais. Da mesma maneira, apenas os aspectos relativos à sorção e à solubilidade foram contemplados, em ambiente laboratorial controlado, diferentemente do que ocorre na cavidade oral. O aquecimento da resina no mesmo local de sua polimerização também não pode ser reproduzido clinicamente, visto que não há tecnologia disponível no mercado com comprovação de eficácia e segurança para se realizar o aquecimento da resina dentro da cavidade, em uma situação clínica. Por fim, estudos que verifiquem *in vivo* o desempenho do material pré-aquecido em função são necessários, sobretudo se intervalos de tempo longos forem considerados.

## CONCLUSÃO |

Considerando as limitações do presente estudo, concluiu-se que o pré-aquecimento e o croma do material, bem como sua interação não influenciaram as propriedades de sorção e solubilidade do compósito avaliado. A hipótese nula testada foi aceita.

## AGRADECIMENTOS |

À empresa SDI pela doação das resinas compostas usadas no estudo e pela disponibilização do aparelho fotopolimerizador empregado.

## REFERÊNCIAS |

- 1 - Bajaj P, Gupta DC, Babu GN. The temperature dependence of the monomer reactivity ratios in the copolymerization of styrene with vinyl methyl diacetoxysilane. *Eur Polym J*. 1977; 13(7):623-4.
- 2 - Bausch JR, De Lange C, Davidson CL. The influence of temperature on some physical properties of dental composites. *J Oral Rehabil*. 1981; 8(4):309-17.
- 3 - Caughman WF, Rueggeberg FA, Curtis JW Jr. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *J Am Dent Assoc*. 1995; 126(9):1280-2.
- 4 - Cook WD, Simon GP, Burchill PJ, Lau M, Fithc TJ. Curing kinetics and thermal properties of vinyl ester resins. *J Appl Polym Sci*. 1997; 64:769-81.
- 5 - Da Costa J, McPharlin R, Hilton T, Ferracane J. Effect of heat on the flow of commercial composites. *Am J Dent*. 2009; 22(2):92-6.
- 6 - Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF. Monomer conversion of pre-heated composite. *J Dent Res*. 2005; 84(7):663-7.
- 7 - Daronch M et al. Polymerization kinetics of pre-heated composite. *J Dent Res*. 2006; 85(1):38-43.
- 8 - Daronch M, Rueggeberg FA, Moss L, De Goes MF. Clinically relevant issues related to preheating composites. *J Esthet Restor Dent*. 2006; 18(6):340-51.
- 9 - Daronch M, Rueggeberg FA, Hall G, De Goes MF. Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise. *Dent Mater*. 2007; 23(10):1283-8.
- 10 - El-Korashy D. Post-gel shrinkage strain and degree of conversion of preheated resin composite cured using different regimens. *Oper Dent*. 2010; 35(2):172-9.
- 11 - Fan PL, Edahl A, Leung RI, Stanford JW. Alternative interpretations of water sorption values of composite resins. *J Dent Res*. 1985; 64(1):78-80.
- 12 - Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater*. 1985; 1(1):11-4.
- 13 - Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater*. 2006; 22(3):211-22.
- 14 - Froés-Salgado NR, Silva LM, Kawano Y, Francci C, Reis A, Loguércio AD. Composite pre-heating: effects on marginal adaptation, degree of conversion and mechanical properties. *Dent Mater*. 2010; 26(9):908-14.
- 15 - Ge J, Trujillo M, Stansbury J. Synthesis and photopolymerization of low shrinkage methacrylate monomers containing bulky substituent groups. *Dent Mater*. 2005; 21(12): 1163-9.
- 16 - Ito S, Hashimoto M, Wadgaonkar B. Effect of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. *Biomaterials*. 2001; 26(33):6449-59.
- 17 - Kao EC. Influence of food-simulating solvents on resin composites and glass ionomer restorative cement. *Dent Mater*. 1989; 5(3):201-8.
- 18 - Lovell LG, Lu H, Elliot JE, Stansbury JW, Bowman CN. The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins. *Dent Mater*. 2001; 17(6):504-11.
- 19 - Lovell LG, Newman SM, Bowman CN. The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *J Dent Res*. 1999; 78(8):1469-76.
- 20 - Lucey S, Lynch CD, Ray NJ, Burke FM, Hannigan A. Effect of pre-heating on the viscosity and microhardness of a resin composite. *J Oral Rehabil*. 2010; 37(4):278-82.
- 21 - McKinney JE, Wu W. Chemical softening and wear of dental composites. *J Dent Res*. 1985; 64(11):1326-31.
- 22 - Moore BK, Platt JA, Borges G, Chu T-MG, Katsilieri I. Depth of cure of dental resin composites: ISO 4049 depth and microhardness of types of materials and shades. *Oper Dent*. 2008; 33(4):408-12.
- 23 - Muñoz CA, Bond PR, Sy-Muñoz J, Tan D, Peterson J. Effect of pre-heating on depth of cure and surface hardness of light-polymerized resin composites. *Am J Dent*. 2008; 21(4):215-22.
- 24 - Nie, J, Lindén LA, Rabek JF, Fouassier JP, Morlet-Savary F, Scigalski F et al. A reappraisal of the photopolymerization

kinetics of triethyleneglycol dimethacrylate initiated by camphorquinone-n, n-dimethyl-p-toluidine for dental purposes. *Acta Polymer*. 1998; 49(4):1459-61.

25 - Oysaed H, Ruyter IE. Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *J Dent Res* 1986; 65(11):1315-18.

26 - Prasanna N, Pallavi Reddy Y, Kavitha S, Lakshmi Narayanan L. Degree of conversion and residual stress of preheated and room-temperature composites. *Indian J Dent Res*. 2007; 18(4):173-6.

27 - Rueggeberg FA, Daronch M, Browning WD, De Goes MF. In vivo temperature measurement: tooth preparation and restoration with preheated resin composite. *J Esthet Restor Dent*. 2010; 22(5):314-22.

28 - Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*. 2003; 24(4):655-65.

29 - Souza SR, Castro FLA, Reges RV, Campos BB. Influência da temperatura e da técnica de polimerização da resina composta em suas propriedades de sorção e solubilidade. *ROBRAC*. 2011; 20(55): 335-40.

30 - Thomé T, Steagall W Jr, Tachibana A, Braga RR, Turbino ML. Influence of the distance of the curing light source and composite shade on hardness of two composites. *J Appl Oral Sci*. 2007; 15(6):486-91.

31 - Virgulino JR, Castro FLA, Reges RV, Campos BB. Influência da temperatura e de quatro marcas comerciais de compósitos odontológicos nas propriedades de sorção e solubilidade do material. *ROBRAC*. 2012; 21(56):398-404.

32 - Witzel MF, Calheiros FC, Gonçalves F, Kawano Y, Braga RR. Influence of photoactivation method on conversion, mechanical properties, degradation in ethanol and contraction stress of resin-based materials. *J Dent*. 2005; 33(9):773-9.

33 - Wu W, McKinney JE. Influence of chemicals on wear of dental composites. *J Dent Res*. 1982; 61:1180-3.

34 - Yap AU, Soh MS, Han TT, Siow KS. Influence of curing lights and modes on cross-link density of dental composites. *Oper Dent*. 2004; 29(4):410-5.

35 - Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1965; 19:515-30.

**Suporte financeiro:** Pesquisa financiada pela Vice-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa da Universidade Paulista (Unip), no Programa “Iniciação Científica”.

*Endereço para correspondência/Reprint request to:*

**Fabício Luscino Alves de Castro**

*Universidade Paulista (Unip), Instituto de Ciências da Saúde, Faculdade de Odontologia, Campus Flamboyant*

*Rodovia BR 153, Km 503, Áreas de 1 a 5, Fazenda Botafogo*

*Goânia - GO*

*Cep.: 74845-090*

*E-mail: fabriciocastra.odontogo@unip.br*

Recebido em: 25-2-2013

Aceito em: 1-3-2013