



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Monografia de Final de Curso

Aluno(a): Ana Isabelle Salvador Groninger

Orientador(a): Prof. Dr. Flávio Henrique Baggio Aguiar

Ano de Conclusão do Curso: 2008

TCC 460



Ana Isabelle Salvador Groninger

**DUREZA SUPERFICIAL DO COMPÓSITO DENTAL
POLIMERIZADO COM DIFERENTES FONTES DE LUZ E
TEMPOS DE POLIMERIZAÇÃO**

Monografia apresentada ao Curso de
Odontologia da Faculdade de
Odontologia de Piracicaba –
UNICAMP, para obtenção do Diploma
de Cirurgião-Dentista.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Flávio Henrique Baggio Aguiar

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
BIBLIOTECA

Piracicaba – SP

Dezembro/2008

Unidade FOP/UNICAMP
N. Chamada
.....
Vol. Ex.
Tombo BC/

C.T. 786688

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

G898d Groninger, Ana Isabelle Salvador.
Dureza superficial do compósito dental polimerizado com diferentes fontes de luz e tempos de polimerização. / Ana Isabelle Salvador Groninger. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2008.
25f. : il.

Orientador: Flávio Henrique Baggio Aguiar.
Monografia (Graduação) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Resinas compostas. 2. LED. 3. Fotopolimerização. 4. Dentística. 5. Materiais dentários. I. Aguiar, Flávio Henrique Baggio. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à Joana Miron Salvador Garcia Groninger, minha mãe e, Affonso José Groninger Neto, meu pai, por todo o apoio que me deram para chegar até aqui.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP-UNICAMP) pelo acolhimento.

Ao Prof. Dr. Flávio Henrique Baggio Aguiar pelo conhecimento passado e pela oportunidade de fazer a minha conclusão de curso com ele.

À pós-graduanda Giu (da área de Dentística) por ter me ajudado a fazer minha Iniciação Científica, a qual se tornou minha monografia.

Às minhas amigas Maria Clara, Thaíza Kono e Thaisa Morgero pela companhia, pelas risadas e pela força nas horas de maior dificuldade.

A todos os **professores** que compõem o corpo docente da FOP pelo conhecimento transmitido.

A todos os **funcionários** da FOP, os quais nos deram todo o apoio necessário, cada um em sua função.

A todos os **amigos** de turma e de faculdade, pelas horas de descontração e também por compartilharem os momentos difíceis.

Aos meus **pacientes**, que foram essenciais para todo o aprendizado prático que adquiri ao longo destes 4 anos.

Ao meu namorado **Fellipe Granzotto**, por estar comigo em todas as situações sendo elas de alegria ou de dificuldade.

Novamente a minha família, principalmente meus **pais**, pela educação, pelo apoio nas horas difíceis, pela alegria nas horas de comemoração, pelas orações, por tudo o que puderam me proporcionar: muito obrigada. Amo vocês!

E finalmente a **Deus**, pois sem Ele nada disso seria possível.

SUMÁRIO

	p.
Lista de Ilustrações.....	06
Lista de Abreviaturas e Siglas.....	07
RESUMO.....	08
INTRODUÇÃO.....	09
DESENVOLVIMENTO.....	13
- Objetivo	
- Materiais e Métodos	
- Resultados	
- Discussão	
CONCLUSÕES.....	21
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	22

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

	p.
<i>Quadro 1. Grupos de estudo.....</i>	14
<i>Tabela 1. Média (desvio padrão) de dureza Knoop (KHN) em função do aparelho, do tempo e do local.....</i>	16
<i>Tabela 2. Irradiância de fotoativação para cada grupo experimental.....</i>	18
<i>Tabela 3. Razões de dureza entre as superfícies de fundo e de topo.....</i>	20

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- *Et al.* = e outros (abreviatura de "et alii")
- **g** = gramas
- **J/cm²** = joules por centímetro quadrado
- **LED** = luz emitida por diodo
- **mm** = milímetros
- **mW/cm²** = miliwatts por centímetro quadrado
- **n** = número de amostras
- **nm** = nanômetros
- **p** = nível de significância
- **s** = segundos
- **µm** = micrômetros

RESUMO

A polimerização adequada é um fator crucial na obtenção de propriedades físicas adequadas das resinas compostas, e está relacionada a um melhor desempenho clínico. Contudo, há muitos fatores que podem afetar a quantidade de energia luminosa que a superfície de topo e de fundo que um incremento de compósito recebe. Assim, o objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar a microdureza em um compósito dental nanoparticulado, fotoativado a uma distância de 8mm, simulando o primeiro incremento de compósito em uma restauração de cavidade profunda. Foram confeccionados 45 corpos-de-prova, utilizando-se um compósito nanoparticulado (Filtek Supreme – 3M Espe – Cor A2E). Esses corpos-de-prova foram, aleatoriamente, divididos em 9 grupos (n=5). Cada grupo variou no tipo de polimerização (Convencional - 550 mW/cm²; LED 2ª geração - 1600mW/cm²; LED 3ª geração - 800mW/cm²); e no tempo de polimerização (20 s; 40s; 60s). Após a confecção dos corpos-de-prova, as superfícies de base e topo foram submetidas ao teste laboratorial de dureza superficial, e os resultados, tabulados e submetidos à análise estatística (ANOVA em esquema de parcela subdividida). Os resultados (p<0,05) mostraram não haver diferença estatística para os fatores tempo e tipo de polimerização para ambas as superfícies. E para todas as condições experimentais a superfície de topo mostrou mais altos valores de dureza do que a superfície de fundo.

As variações do tempo de polimerização e da incidência radiante de luz do aparelho de fotoativação não foram fatores que influenciaram significativamente a dureza de uma resina nanoparticulada.

INTRODUÇÃO

A reação de polimerização do compósito dental ocorre pela conversão de moléculas de monômeros numa estrutura de polímeros com ligações cruzadas (Friedl *et al.*, 2000; Feilzer *et al.*, 1990). Quando a canforoquinona, molécula responsável por iniciar a reação de polimerização, absorve um fóton de luz (unidade final da energia luminosa) de comprimento de onda de aproximadamente 467 nm, um elétron desta molécula é impulsionado para um nível de energia maior, deixando-a num estado excitado (Lehninguer, 1991). Assim, a canforoquinona colide com uma amina, e um radical livre é formado. Este radical pode reagir com uma ligação dupla de carbono (C=C) de uma molécula de monômero iniciando assim a reação de polimerização (Price *et al.*, 2002), na qual os monômeros que tiveram a dupla ligação de carbono quebrada em um ou nos dois extremos desta molécula reagem com outros monômeros na mesma situação, formando-se moléculas de polímeros.

A formação de macromoléculas de polímeros está associada à contração de polimerização do compósito (Friedl *et al.*, 2000; Feilzer *et al.*, 1990). Quanto maior a incidência radiante da energia luminosa (quantun) usada no processo de fotoativação, mais fótons irão reagir com as moléculas de canforoquinona dentro da matriz resinosa do compósito, aumentando assim o grau de conversão, isto é, a quantidade de monômeros convertidos em polímeros. Desta forma, a quantidade de energia luminosa é o fator principal para o grau de conversão do compósito (Abade *et al.*, 2001).

Entretanto, tem se verificado que o material resinoso não é totalmente polimerizado, pois contém pequena quantidade de monômeros residuais entre as estruturas de polímeros formadas (Asmussen & Peutzfeldt, 2001, Silikas *et al.*, 2000). Assim como o grau de conversão está relacionado com as propriedades físicas do compósito (Rueggeberg, *et al.*, 1994), a quantidade de monômeros remanescentes é um co-determinante das propriedades físicas do polímero resultante (Asmussen & Peutzfeldt, 2001).

Há muitos fatores que podem afetar a quantidade de energia luminosa que a superfície de topo e de fundo de um incremento de compósito recebe, como tipo e tamanho da ponta do aparelho de fotoativação, distância entre a ponta do aparelho de fotoativação e a superfície do compósito, incidência radiante de luz emitida pelo aparelho de fotoativação, a especificidade de luz emitida pelo aparelho de fotoativação, interação entre o comprimento de onda da luz do aparelho de fotoativação e o agente iniciador da reação de polimerização, tempo de fotoativação, composição, cor, opacidade e espessura do compósito (Shortall *et al.*, 1995; Correr Sobrinho *et al.*, 2000 (a); Correr Sobrinho *et al.*, 2000 (b); Yap, 2000; Leloup *et al.*, 2002).

Se o incremento do compósito não receber energia total suficiente para uma adequada reação de polimerização, vários problemas podem surgir, determinando o insucesso clínico da restauração. Entre eles, pode-se citar: alteração das propriedades físicas, aumento na taxa de pigmentação, aumento na taxa de desgaste, aumento do potencial de citotoxicidade pela presença do monômero residual, diminuição do módulo de elasticidade, fraca união entre dente, adesivo e compósito, e maior probabilidade de colapso na interface dente-restauração (Ferracane & Grener, 1984; Yap, 2000; Price *et al.*, 2002; Asmussen & Peutzfeldt, 2002; Asmussen & Peutzfeldt, 2003).

Quando a incidência radiante de energia é baixa, poucas moléculas de canforoquinona são ativadas, levando à formação de poucos centros de crescimento de polímeros. Como consequência, a propagação de polimerização será predominantemente formada com a adição de um monômero após o outro, resultando em cadeias lineares de polímeros de modo que, na camada mais profunda do incremento do compósito, estes polímeros lineares não se interligarão, diminuindo assim as propriedades físicas do compósito (Asmussen & Peutzfeldt, 2001).

Dentre os fatores que podem reduzir a incidência radiante de luz que atinge um compósito, o único que não pode ser controlado pelo cirurgião dentista durante a realização de uma restauração de uma cavidade profunda é

a distância entre a ponta do aparelho de fotoativação e a superfície do incremento do compósito. Segundo Prati *et al.* (1999), apenas 1mm de ar interposto entre a ponta do aparelho de fotoativação e a superfície do compósito reduz a incidência radiante de energia luminosa em aproximadamente 10%.

Em situações clínicas na qual se têm cavidades profundas, é comum a distância entre o primeiro incremento de compósito e a ponta do aparelho de fotoativação ser maior do que 8mm, o que reduziria a incidência radiante de luz que atinge a superfície do compósito, diminuindo o grau de conversão e/ou levando à formação de polímeros com estruturas lineares. Em ambas as situações, o compósito apresentará propriedades físicas inferiores, descoloração superficial e da interface, e resultará no enfraquecimento da restauração (Atmadja & Bryant, 1990). Quando em contato com o meio bucal, este compósito não polimerizado adequadamente poderá ser solubilizado, acelerando o processo de solubilidade do adesivo, possibilitando infiltração marginal e cárie secundária (Asmussen & Peutzfeldt, 2001).

Além disso, se este adesivo e/ou compósito polimerizado inadequadamente estiver em contato com as paredes axiais e pulpares do preparo cavitário, o monômero remanescente poderá provocar sensibilidade pós-operatória devido à sua toxicidade. Estes monômeros podem facilmente se difundir pelos túbulos dentinários e causar reação inflamatória na polpa dentária, resultando em sensibilidade (Costa *et al.*, 2003). Se este processo persistir sem nenhuma providência clínica, o processo inflamatório pode levar a necrose pulpar (Brännström, 1986).

Como a distância entre a ponta do aparelho de fotoativação e a superfície do incremento do compósito é difícil de ser controlada, pois depende da extensão da cárie e da profundidade da cavidade após o preparo cavitário, deve-se atentar para outros fatores, como: incidência radiante de luz da fonte do aparelho de fotoativação, a especificidade de luz emitida pelo aparelho de

fotoativação, tempo de fotoativação, tipo e composição das resinas compostas, cor, opacidade e espessura do compósito.

Assim, torna-se importante analisar a influência destes fatores na polimerização do compósito quando a distância entre a ponta do aparelho de fotoativação e a superfície do incremento do compósito não pode ser evitada, a fim de se minimizar a redução na incidência radiante de luz provocada por tal distanciamento.

DESENVOLVIMENTO

- Objetivo:

O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar a microdureza em um compósito dental nanoparticulado (Filtek Supreme – 3M Espe – Cor: A2E), fotoativado a uma distância de 8mm, simulando o primeiro incremento de compósito em uma restauração de cavidade profunda.

- Materiais e Métodos:

1- DELINEAMENTO EXPERIMENTAL:

Unidades Experimentais: 45 corpos-de-prova

Fator em estudo:

- Tempo de fotoativação em três níveis:

- 20s (Tempo recomendado pelo fabricante da resina)
- 40s (Tempo duplicado do recomendado pelo fabricante da resina)
- 60s (Tempo triplicado do recomendado pelo fabricante da resina)

- Especificidade da luz do aparelho de fotoativação em três níveis:

- LED com incidência radiante de luz de 1600 mW/cm² (Bluephase 16i – Vivadent);
- LED com incidência radiante de luz de 800 mW/cm² (Ultra-Lume LED 5 – Utradent);
- Halógena com incidência radiante de luz de 500 mW/cm² (XL 3000 – 3M - Espe);

Forma de designar o tratamento às unidades experimentais: por processo aleatório.

Os grupos de estudo foram divididos da seguinte forma:

Quadro 1: Grupos de estudo

GRUPOS	APARELHO DE FOTOATIVACÃO	TEMPO DE FOTOATIVACÃO
Grupo 1	Bluephase 16i	20s
Grupo 2	Ultra-Lume LED 5	20s
Grupo 3	XL 3000	20s
Grupo 4	Bluephase 16i	40s
Grupo 5	Ultra-Lume LED 5	40s
Grupo 6	XL 3000	40s
Grupo 7	Bluephase 16i	60s
Grupo 8	Ultra-Lume LED 5	60s
Grupo 9	XL 3000	60s

2- CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA:

Para a realização deste estudo, foram confeccionados 45 corpos-de-prova do compósito Filtek Supreme (3M Espe) – Cor: A2E, à temperatura e umidade relativa controlada. Para isso, matrizes de teflon individualizadas foram utilizadas, tendo cada matriz a forma de um tronco de cilindro, medindo 2mm de altura por 15mm de diâmetro, com um orifício central de 6mm de diâmetro.

A obtenção das amostras foi feita através da inserção do compósito, em um único incremento, no orifício central da matriz. Uma matriz de poliéster foi colocada sobre a matriz de teflon e um peso de 500g foi posicionado sobre a matriz por 5 segundos. O incremento de compósito foi fotoativado, de acordo com os grupos experimentais, a uma distância de 8mm, controlado por um dispositivo específico para este propósito.

Os corpos-de-prova foram removidos da matriz, identificados devidamente e armazenados numa estufa, a 37°C e 95% de umidade relativa do ar ambiental, por um período de 24 horas. Decorrido o prazo de 24 horas,

foi realizado o acabamento dos compósitos utilizando com lixa de óxido de alumínio de granulação #1200, em politriz (APL-4 Arotec) refrigerada com água, até se obter uma superfície plana. Os corpos-de-prova foram mantidos em umidade relativa de 100% em recipiente escuro, à temperatura de 37°C, por um período de 24 horas. Decorrido este tempo, as amostras foram destinadas aos testes de dureza superficial.

3- TESTE DE DUREZA SUPERFICIAL:

As mensurações de microdureza foram realizadas 48 horas após a confecção dos corpos-de-prova. As medidas foram realizadas nas superfícies planas dos corpos-de-prova (superfície superior - topo, e inferior - fundo) com um microdurômetro FM (Future Tech Corp., Japão) e penetrador Knoop, utilizando-se carga de 25 gramas durante 7 segundos. A medida de microdureza foi realizada na superfície superior e inferior para testar se a incidência radiante de luz que atinge a superfície superior do compósito e a incidência radiante de luz que chega até a superfície inferior (passando pelo compósito) são suficientes para uma correta polimerização.

Foram realizadas 8 mensurações por corpo-de-prova, estando o longo eixo do penetrador perpendicular à superfície. A primeira medida de microdureza foi feita a uma distância de 500µm da matriz. A partir da penetração realizada, a distância utilizada entre as outras penetrações foi de 200µm.

Os resultados encontrados na leitura de microdureza foram anotados, tabelados e submetidos à interpretação estatística competente através da técnica estatística ANOVA, realizada por um consultor estatístico. Inicialmente foi realizada análise exploratória dos dados pelo procedimento PROC LAB do programa estatístico SAS versão 9.1, o qual indicou a transformação logarítmica para que os dados atendessem as pressuposições da análise de variância (ANOVA). Feita a transformação os dados foram então submetidos à

ANOVA em esquema de parcela subdividida, sendo as parcelas representadas pelos fatores aparelho e tempo e a subparcela representada pelo local (topo ou fundo). Foi considerado o nível de significâncias de 5%.

- Resultados:

Os resultados do teste de microdureza são apresentados na Tabela 1.

O ANOVA não revelou diferenças significantes entre os aparelhos ($p=0.3007$), nem entre os tempos ($p=0.1819$). As interações aparelhos x tempo ($p=0.2224$), aparelhos x local ($p=0.3136$), local x tempos ($p=0.1036$) e aparelhos x tempos x local ($p=0.0705$) também não foram significativas. Houve diferença significativa entre os locais ($p<0.0001$) sendo que, para todas as condições experimentais, a superfície superior mostrou mais altos valores de dureza do que a superfície de fundo (Tabela 1).

Tabela 1. Média (desvio padrão) de dureza Knoop (KHN) em função do aparelho, do tempo e do local

Aparelho	Tempo (em segundos)	Local	
		Topo	Fundo
Bluephase 16i	20	88.6 (12.08)A	44.5 (9.20)B
	40	74.3 (7.25)A	55.6 (4.42)B
	60	98.8 (33.42)A	50.0 (3.58)B
Ultra-Lume LED 5	20	87.2 (4.63)A	44.8 (4.88)B
	40	77.1 (17.06)A	45.5 (6.58)B
	60	80.8 (27.10)A	46.7 (4.57)B
XL-3000	20	76.8 (6.00)A	37.9 (3.32)B
	40	98.8 (33.42)A	44.8 (5.10)B
	60	87.3 (17.0)A	51.2 (6.21)B

Médias seguidas de letras distintas na horizontal diferem entre si pela ANOVA

- Discussão:

A polimerização adequada é um fator crucial na obtenção de propriedades físicas adequadas das resinas compostas (Knezevic *et al.*, 2001), e está relacionada a um melhor desempenho clínico. Contudo, há muitos fatores que podem afetar a quantidade de energia luminosa que a superfície de topo e de fundo de um incremento de compósito recebe (Shortall *et al.*, 1995; Correr Sobrinho *et al.*, 2000 (a); Correr Sobrinho *et al.*, 2000 (b); Yap, 2000; Leloup *et al.*, 2002).

Entre esses fatores, a incidência radiante de luz emitida por diferentes aparelhos de fotoativação e o tempo de fotoativação foram analisados neste estudo. Os resultados mostraram que esses dois fatores não foram capazes de afetar a microdureza de polimerização tanto para a superfície de topo como para a de fundo. Ou seja, quando o tempo de polimerização foi dobrado ou triplicado em relação ao que recomenda o fabricante (20 s), os valores de dureza não aumentaram. Considerando os aparelhos de fotoativação utilizados (Bluephase 16i – Vivadent, Ultra-Lume LED 5 – Ultradent, XL 3000 – 3M Espe), não houve diferenças estatísticas entre eles, independente do tempo de fotoativação utilizado e da densidade de potencia na ponta do aparelho de fotoativação (Tabela 2).

Tabela 2. Irradiância de fotoativação para cada grupo experimental

Aparelho	Incidência Radiante (em mW/cm ²)	Tempo (em s)	Irradiância* (em J/cm ²)
Bluephase 16i	1600	20	32,0
		40	64,0
		60	96,0
Ultra-Lume LED 5	800	20	16,0
		40	32,0
		60	48,0
XL-3000	500	20	10,0
		40	20,0
		60	30,0

* Irradiância calculada pela incidência radiante (intensidade de luz), considerando-se esta incidência liberada na ponta do aparelho de fotoativação. (Incidência radiante informada pelos fabricantes dos aparelhos de fotoativação).

Aguiar *et al.* (2007) afirmaram que pode ocorrer dispersão de energia quando se realiza a polimerização com a ponta do aparelho distanciada do incremento de resina composta, e isto poderia nivelar a quantidade de energia que atinge a superfície do incremento, independente da densidade liberada pelo aparelho. Assim como no estudo citado, não houve diferenças estatísticas significantes entre a superfície de topo das amostras.

Entretanto, Aguiar *et al.* (2007) mostraram em seu trabalho que, ao triplicar o tempo de polimerização recomendado pelo fabricante, obtêm-se maiores valores de dureza na superfície de seus fundo. Já Gomes *et al.* (2006), Alencar Junior *et al.* (2006) e Awliya (2007) obtiveram em trabalhos diferentes valores de dureza quando comparados aparelhos de LED e de luz halógena.

No presente trabalho, não houve diferença significativa para os fatores estudados na superfície de fundo. A diferença de resultados entre o presente estudo e os estudos acima citados pode ser explicada por duas hipóteses:

- por ter sido utilizada uma resina nanoparticulada, a penetração de luz na superfície de fundo pode ter sido menos prejudicada, em relação a outros tipos de compósito, mesmo em baixa incidência radiante (500 mW/cm² - XL 3000 - 3M Espe) e menor tempo de polimerização (20 s);

- pela resina nanoparticulada apresentar propriedades físicas melhores quando comparados com outras resinas (Mota *et al.*, 2006; Beun *et al.*, 2007), e devido ao seu alto conteúdo de carga (78,5 % em peso), o grau de polimerização pode não ter sido o fator principal para se determinar os valores de dureza.

Os materiais nanoparticulados combinam partículas nanométricas e "nanoclusters" em uma matriz de resina convencional. Nanopartículas têm uma alta superfície de contato com a fase orgânica do compósito, quando comparados com outras resinas compostas, conseqüentemente, apresenta maiores valores de dureza (Mota *et al.*, 2006).

Outra observação feita neste trabalho foi que, para todas as condições experimentais a superfície de topo mostrou maiores valores de dureza do que a superfície de fundo. Isso pode ser devido à capacidade da resina composta em reduzir a penetração de luz que resulta em uma redução da incidência radiante de luz, conseqüentemente, a eficácia de polimerização da superfície de fundo dos espécimes de composto (Aguiar *et al.*, 2007; Sobrinho *et al.*, 2000; Prati *et al.*, 1999; Yap *et al.*, 2003; Yoon *et al.* 2002)

Yap *et al.* (2003) afirmou que a razão de dureza entre fundo e topo deve ser "1" para considerar a polimerização completamente eficaz, mas uma proporção de até "aproximadamente 0,8" pode ser considerada como uma polimerização adequada. Neste estudo, os resultados mostraram que a proporção esteve entre 0,50 e 0,74 para grupos nos quais o aparelho de fotoativação utilizado foi o Bluephase 16i, entre 0,51 e 0,59 para grupos nos

quais o aparelho de fotoativação utilizado foi o Ultra-Lume LED 5, e entre 0,45 e 0,59 para grupos nos quais o aparelho de fotoativação utilizado foi o XL-3000 (Tabela 3).

Tabela 3. Razões de dureza entre as superfícies de fundo e de topo

Tempo de polimerização	20 s			40 s			60 s		
	Topo	Fundo	Razão	Topo	Fundo	Razão	Topo	Fundo	Razão
Bluephase 16i	88,6	44,5	0,5022	74,3	55,6	0,7483	98,8	50,0	0,5061
Ultra-Lume LED 5	87,2	44,8	0,5138	77,1	45,5	0,5901	80,8	46,7	0,5780
XL-3000	76,8	37,9	0,4935	98,8	44,8	0,4534	87,3	51,2	0,5865

Isso mostra que, apesar de não apresentar uma razão entre 0,8 e 1,0, como sugerido por Yap *et al.* (2003), as razões foram maiores em relação ao trabalho de Aguiar *et al.*, (2007), ou seja, pode-se sugerir que as resinas nanoparticuladas apresentaram melhor dureza na superfície de fundo do que as resinas compostas híbridas.

CONCLUSÕES

Em vista da metodologia utilizada e nos resultados obtidos, pode ser concluído que:

- para todas as condições experimentais, a superfície superior mostrou maiores valores de dureza quando comparada à superfície de fundo;
- não houve diferença significativa de dureza superficial de uma resina nanoparticulada, quando se utilizou diferentes tempos de fotoativação, e diferentes aparelhos de fotoativação.

Futuros estudos devem ser realizados para comparar a melhor eficácia das resinas nanoparticuladas em relação às outras resinas utilizadas para dentes posteriores, e se o grau de conversão da resina composta nanoparticulada interfere na dureza superficial.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

1. Abade PF, Zanra VN, Macchi RL. Effect of photopolymerization variables on composite hardness. *J Prosthet Dent*. 2001; 86(6): 632:635.
2. Aguiar FHB, Braceiro A, Lima DANL, Ambrosano GMB, Lovadino JR. Effect of light curing modes and light curing time on the microhardness of a hybrid composite resin. *J Contemp Dent Pract*. 2007; (8)6: 001-008.
3. Alencar Junior EA, Calabrez Filho S, Andrade MF, Porto Neto ST, Sabóia VPA. Comparação da microdureza de resina polimerizada por diferentes LED's e luz halógena. *Revista Odontológica de Araçatuba*. 2005; 26(2): 71-75.
4. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of pulse-delay curing on softening of polymer structures. *J Dent Res*. 2001; 80(6): 1570-1573.
5. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of composition on rate of polymerization contraction of light-curing resin composites. *Acta Odontol Scand*. 2002; 60: 146-150.
6. Asmussen E, Peutzfeldt A. Polymer structure of a light-cured resin composite in relation to distance from the surface. *Eur J Oral Sci*. 2003; 111: 277-279.
7. Atmadja G, Bryant RW. Some factors influencing the depth of cure of visible light-activated composite resin. *Aust Dent J*. 1990; 35(3): 213-218.
8. Awliya WY. The influence of temperature on the efficacy of polymerization of composite resin. *J Contemp Dent Pract*. 2007; 8(6): 9-16.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada no modelo Vancouver.

9. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. **Dent Mater.** 2007; 23(1): 51-9.
10. Brännström M. The cause of post-restorative sensitivity and its prevention. **J Endod.** 1986; 12: 475-481.
11. Correr Sobrinho L, Lima AA, Consani S, Sinhoreti MAC, Knowles JC (a). Influence of curing tip distance on composite Knoop hardness values. **Braz Dent J.** 2000; 11(1): 11-17.
12. Correr Sobrinho L, De Góes MF, Consani S, Sinhoreti MAC, Knowles JC (b). Correlation between light intensity and exposure time on the hardness of composite resin. **J Mater Sci.** 2000; 11: 361-364.
13. Costa CA, Giro EM, do Nascimento AB, Teixeira HM, Hebling J. Short-term evaluation of the pulpo-dentin complex response to a resin-modified glass-ionomer cement and a bonding agent applied in deep cavities. **Dent Mater.** 2003; 19(8): 739-746.
14. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. **Dent Mater.** 1990; 6: 167 - 171.
15. Ferracane JL, Greener EH. Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization of unfilled resins: methods comparison. **J Dent Res.** 1984; 63: 1093.
16. Friedl KH, Schmalz G, Hiller KA, Märkl A. Marginal adaptation of class V restorations with and without softstart-polymerization. **Oper Dent.** 2000; 25: 26-32.

17. Gomes GM, Calixto AL, Santos FA, Gomes OM, D'Alpino PH, Gomes JC. Hardness of bleaching-shade resin composite polymerized with different light-curing sources. *Braz Oral Res.* 2006; 20(4): 337-41.
18. Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of resin composite samples with blue diodes. *J Oral Rehabil* 2001; 28: 586-91.
19. Lehninger AL. *Princípios de Bioquímica*. São Paulo: Savier S/A editora de livros médicos; 5ª edição, 1991.
20. Leloup G, Holvoet PE, Bebelman S, Devaux J. Raman scattering determination on the depth of cure of light-activated composites: influence of different clinically relevant parameters. *J Oral Rehabil.* 2002; 29: 510-515.
21. Mota EG, Oshima HM, Burnett LH Jr, Pires LA, Rosa RS. Evaluation of diametral tensile strength and Knoop microhardness of five nanofilled composites in dentin and enamel shades. *Stomatologija.* 2006; 8(3): 67-9.
22. Prati C, Chersoni S, Montebugnoli L, Montanari G. Effect of the air, dentin and resin-based composite thickness on light intensity reduction. *Am J Dent.* 1999; 12(5): 231-234.
23. Price RB, Dérand T, Lonev RW, Andreou P. Effect of light source and specimen thickness on the surface hardness of resin composite. *Am J Dent.* 2002; 15: 47-53.
24. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis Jr JW. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent.* 1994; 19: 26-32.

25. Shortall AC, Wilson HJ, Harrington E. Depth of cure of radiation-activated composite restoratives – Influence of shade and opacity. *J Oral Rehabil.* 1995; 22: 337-342.
26. Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater.* 2000; 16(4): 292-296.
27. Sobrinho LC, Lima AA, Consani S, Sinhoreti MAC, Knowles JC. Influence of curing tip distance on composite Knoop hardness values. *Braz Dent J.* 2000; 11(1): 11-17.
28. Yap AUJ. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. *Oper Dent.* 2000; 25: 113-120.
29. Yap AUJ, Wong NY, Siow KS. Composite cure and shrinkage associated with high intensity curing light. *Oper Dent.* 2003; 28: 357-364.
30. Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composite by different light sources. *J Oral Rehabil.* 2002; 29(12): 1165-1173.