



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

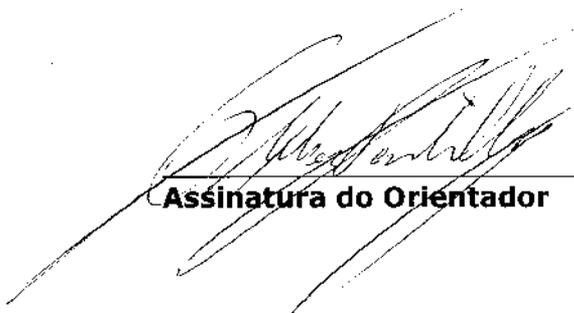
Monografia de Final de Curso

Aluna: Marina Meireles Ganime

Orientador: Prof. Dr. Luís Alexandre Maffei Sartini Paulillo

TCC 371

Ano de Conclusão do Curso: 2007



Assinatura do Orientador

Marina Meireles Ganime

**AVALIAÇÃO DE DUREZA KNOOP DE RESINA
COMPOSTA ATIVADA POR DIFERENTES FONTES DE
LUZ**

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

Orientador: Prof. Dr. Luís Alexandre Maffei Sartini Paulillo

Piracicaba
2007

C.T. 786480

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

G155a Ganime, Marina Meireles.
Avaliação de dureza Knoop de resina composta ativada
por diferentes fontes de luz. / Marina Meireles Ganime. --
Piracicaba, SP : [s.n.], 2007.
30f. : il.

Orientador: Luís Alexandre Maffei Sartini Paulillo.
Monografia (Graduação) – Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Resinas compostas. 2. Compósitos polímeros. 3.
Resistência dos materiais. I. Paulillo, Luís Alexandre Maffei
Sartini. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de
Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à **Deus** por me guiar e iluminar em mais uma fase de minha vida, por colocar em meu caminho as pessoas que mais me fazem feliz: minha família e meus amigos. Aos meus pais, **José Fernando Ganime** e **Maria Adélia Meireles Ganime**, pelo amor e amizade incondicionais. Sem seu apoio e incentivo eu não chegaria tão longe. Aos meus queridos irmãos, **Pedro Meireles Ganime** e **Luísa Meireles Ganime**, meus primeiros exemplos de amizade, companheiros de uma vida toda. O amor de vocês é tudo pra mim!

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas.

Ao Programa Institucional de Bolsas de Iniciação Científica PIBIC/CNPQ pelo apoio econômico para o desenvolvimento deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Luís Alexandre Maffei Sartini Paulillo, pela atenção e habilidade com que conduziu este trabalho.

Ao Prof. Dr. Carlos Tadeu dos Santos Dias, do Departamento de Matemática, da Escola Superior de Agronomia Luis de Queiroz-ESALQ/USP, pela análise estatística dos dados obtidos

Aos professores, alunos de pós-graduação e funcionários de Área de Dentística Restauradora da FOP-UNICAMP.

Aos Professores da FOP-UNICAMP que fizeram parte da minha formação.

À 48ª Turma de Odontologia da FOP-UNICAMP e aos amigos de outras turmas, em especial às amigas Andressa dos Santos Gomes, Juliana de Souza. D. Marcassa, Luale Leão Ferreira, Maria Rachel F. P. Monteiro, Milena Cristina Berbel Pazin, Paula Rizzo Palermo, Priscila Mayra Fortes e Sarina Mastrofrancisco, que

dividiram comigo nesses últimos quatro anos as preocupações e diversões da graduação. Vou sentir saudades de vocês. Obrigada por tudo!

SUMÁRIO

Lista de ilustrações	04
Lista de Abreviaturas e Siglas	05
RESUMO	06
ABSTRACT	07
INTRODUÇÃO	08
OBJETIVO	10
MATERIAIS E MÉTODOS	11
RESULTADOS	14
DISCUSSÃO	16
CONCLUSÕES	19
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	20

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Resultado da análise da variância a dois critérios para o ensaio de Dureza..	17
Tabela 2. Resultado da decomposição da análise da variância a dois critérios para o ensaio de Dureza.....	18
Tabela 3. Resultado do teste de Tukey para o fator Fotoativador para o ensaio de Dureza.....	18
Tabela 4. Resultado da Densidade de Energia para os aparelhos LD13 e Optilux Demetron 501.....	19

LISTA DE PALAVRAS E ABREVIATURAS

CP= Constante de área projetada	12
DE = Densidade de Energia	12
DP= Densidade de Potência	12
et. al.= e outros (abreviatura de “et lii”)	8
ρ = Fator Fotoativador	13
g= Gramas	11
l= Maior diagonal de penetração	12
J= Joules	12
KHN= Dureza Superficial Knoop	6
L= Carga Aplicada	12
LED= Luz Emitida por Diodo	6
mm= Milímetros	10
ms= Milissegundos.....	9
μ = Micro	11
μm = Micrômetro	6
nm= Nanômetro	8
nº = Número	11
PVC= Poli cloreto de vinila	11
π = Pi	12
°C = Grau Celsius	11
%= Por cento	10

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a dureza superficial Knoop (KHN) de restaurações classe I em resina composta micro-híbrida (Z250 3M/ESPE) fotoativadas com fonte de luz LED pulsante ou lâmpada halógena. Para isso, foram confeccionadas cavidades classe I na superfície oclusal de terceiros molares humanos hígidos e as mesmas foram restauradas com sistema adesivo Single Bond e resina composta Z250. Durante a restauração das cavidades o sistema adesivo e a resina composta foram fotoativados com as fontes de luz Optilux Demetron 501-lâmpada halógena e LD13 – LED de acordo com o grupo experimental. Após o acabamento e polimento das restaurações a mesma foi seccionada ao meio no sentido méso-distal e a dureza Knoop avaliada a 500µm da parede pulpar da cavidade, 500µm e 1500µm da face oclusal da restauração. Os resultados do ensaio de dureza mostraram que não foi apresentada diferença estatística na dureza entre as profundidades estudadas, e que a média de dureza do LED foi maior que da luz halógena. Pôde-se concluir que a densidade de energia dos aparelhos influenciou nos resultados de dureza obtidos.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the influence of a LED (light-emitting diodes), and halogen lights on Knoop Hardness (KHN) of Class I composite resin fillings. Standard 3 x 4 x 3mm cavities were confectioned with carbide burs #245 at the oclusal surface of 20 caries-free third molars. These were separated in 2 groups (n= 10). Cavities were filled with composite resin Z 250 in three oblique increments. In group 1 samples were light-cured with LED for 10 seconds in pulsate mode and 50 seconds in continuous mode. In group 2 light-cure was performed with halogen light for 20 seconds. The crowns were sectioned in the mesial-distal axis using a precision cutter and the roots were cut perpendicularly to their long axis. The samples were immersed in polystyrene resin and were ground with silica carbide paper # 600, 1200 and 2000 under water cooling. They were then finished with filters and diamond paste with decreasing granulations 6, 3 and 1 μm . Knoop's microhardness testing was performed with a load of 25g during 20 seconds performing 15 indentations in each sample - five in each deepness studied (500 μm at pulp floor and 500 μm and 1500 μm under oclusal surface). The data obtained for Knoop hardness (KHN) were submitted to ANOVA and compared by the multiple variation Tukey test.

INTRODUÇÃO

Os aparelhos fotoativadores comumente utilizados na odontologia utilizam lâmpada halógena para emitir luz visível. Esta lâmpada é constituída por filamento de tungstênio envolto em gás halógeno contidos num bulbo de quartzo (BURGESS et al. 2002). Através da incandescência do filamento de tungstênio ocorre a geração de calor e emissão de luz visível branca em larga faixa de comprimentos de onda (ALTHOFF & HARTUNG 2000).

Quando utilizada de modo contínuo, a durabilidade da lâmpada halógena é relativamente longa, porém, o uso intermitente requerido para fotoativação de compósitos reduz sua vida útil, para uma média entre 30 a 50 horas (RUEGGERBERG 1999). Como consequência dos repetidos ciclos de fotoativação o bulbo, o refletor e o filtro degradam-se ao longo do tempo (RUEGGERBERG 1999; HAMMESFAHR, O'CONNOR & WANG 2002; BURGESS et al. 2002) e a luz passa a ser gerada com menos intensidade. Clinicamente, pode ser constatado, como consequência deste fato, a diminuição das propriedades mecânicas dos compósitos (FERRACANE 1985, YEARN 1985, MILLS, JANT & ASHWORTH 1999), o aumento da sorção de água e a solubilidade, a redução da dureza do material e as falhas prematuras das restaurações (BARGHI, BERRY & HATTON 1994).

Por isso, novas tecnologias vêm sendo sugeridas e testadas. Uma dessas propostas de fonte geradora de luz se tornou possível em 1995, quando LEDs (light emitting diodes) azuis de alta luminescência foram desenvolvidos (NAKAMURA et. al. 1995) Os LEDs azuis utilizados em fotoativação consistem em materiais semicondutores a base de nitreto de gálio, apresentando em seu substrato uma região rica em elétrons e outra rica em lacunas receptoras de elétrons. Quando essas áreas são submetidas à

corrente elétrica, ocorre movimentação dos elétrons da camada rica em elétrons para a camada rica em lacunas receptoras de elétrons e vice-versa. A colisão entre a lacuna e o elétron resulta na emissão de um fóton em espectro de luz estreito, com aproximadamente 470 nm (NAKAMURA et al.1995, WHITTERS, 1999). Os aparelhos fotoativadores LED, ao contrário dos halógenos, sofrem pouca ou nenhuma degradação e apresentam espectro de emissão na faixa de 450 e 490 nm. Além disso, seu consumo de energia é pequeno, possibilitando a fabricação de aparelhos sem fio, operando com bateria. (MILLS, JANDT & ASHWORTH 1999).

Uma nova categoria de aparelho LED foi introduzida no mercado, que são os LED pulsantes. Esses aparelhos têm a finalidade de prolongar a fase pré-gel dos compósitos odontológicos, e com isso permitir um maior escoamento dos monômeros nesta fase. Nesta técnica, a fotopolimerização inicia-se com radiação pulsátil, com intervalos de 200ms em baixa intensidade que é feita para permitir o relaxamento da tensão por escoamento, e então a polimerização é completada com uma segunda irradiação em alta intensidade (SILVA et al. 2005). No entanto, as conseqüências deste tipo de fotoativação nas propriedades mecânicas desses materiais, precisam ser mais bem esclarecidas.

Para comparar o comportamento entre as fontes de luz não parece ser suficiente medir as irradiações emitidas pelas mesmas (STHAL et al. 2000), uma vez que, estas fontes emitem energia luminosa em diferentes faixas do espectro de luz visível. Desta forma, a avaliação das propriedades mecânicas das amostras é o método mais indicado para determinar o potencial de fotoativação destas fontes (MEYER, ERNST & WILLERSHAUSEN 2002).

A avaliação da efetividade de polimerização pode ser feita, tanto por meios diretos, quanto indiretos. Um dos métodos indiretos é a análise da dureza superficial que é comumente relacionada com força mecânica, rigidez, e resistência do compósito. Sabe-se que a vantagem do teste de dureza Knoop é a correlação entre a dureza e o grau de conversão do monômero, que constitui um importante aspecto na determinação do sucesso clínico das restaurações.

OBJETIVO

O objetivo deste estudo foi avaliar a dureza superficial Knoop (KHN) de restaurações classe I em resina composta micro-híbrida (Z250 3M/ESPE) fotoativadas com fontes de LED pulsante e lâmpada halógena em diferentes profundidades.

MATERIAIS e MÉTODOS

Materiais

Material	Nome Comercial	Fábrica
Sistema Adesivo	Single Bond (3M/ESPE, St Paul, MN, EUA)	3M/ESPE, St Paul, MN, EUA
Resina Composta	Z250	3M/ESPE, St Paul, MN, EUA
Aparelho Fotoativador	Optilux Demetron 501 LD13	SDS Kerr, Danbury ct, EUA GG Dent

Método

Foram utilizados 20 terceiros molares recém-extraídos, conservados em timol 0,05% até o momento da limpeza, após a mesma, os dentes foram conservados em solução fisiológica. Esses dentes foram incluídos em resina de poliestireno pelo terço apical da raiz, a fim de facilitar o manuseio das amostras. O esmalte oclusal de cada dente foi removido com o uso de disco diamantado dupla face. Após o corte, a superfície oclusal foi planificada em politriz giratória através de lixas de carbetto de silício números 400, 600, 1000. Nas superfícies oclusais planificadas foram confeccionadas cavidade classe I, padronizadas em aparelho de precisão, com brocas carbide 245 operada em

alta rotação irrigada com jatos de água/ar. Para que não houvesse interferência do desgaste do corte da broca, cada uma foi descartada após a quinta cavidade confeccionada.

As cavidades foram confeccionadas com as dimensões: 4 mm no sentido mésio-distal, 3 mm vestibulo-lingual, e 3 mm de profundidade e restauradas com resina composta, e microhíbrida - Z250 3M/ESPE e sistema adesivo em frasco único – Single Bond. Os grupos experimentais foram divididos de acordo com a fonte de fotoativação, com 10 dentes cada:

Grupo 1: Optilux Demetron 501,

Grupo 2: LD13.

Técnica Restauradora:

Em todos os grupos foi feito condicionamento da dentina com ácido fosfórico gel a 35% (3M Scotchbond) por 15 segundos, lavado com jato de água e ar por 15 segundos e o excesso de água removido com bolinhas de algodão levemente umedecidas. O adesivo Single Bond foi aplicado em duas camadas consecutivas, de acordo com o fabricante, em todas as paredes da cavidade com aplicador descartável (Microbrush Inc.) saturado de adesivo, que foi secado levemente com jatos de ar por 3 segundos e fotoativado por 10 segundos de acordo com os grupos experimentais.

As cavidades foram restauradas com resina composta Z250 em três incrementos oblíquos, com menos de 2 mm de espessura e polimerizados por 20 segundos com aparelho de lâmpada halógena ou 60 segundos com LED, sendo os 10 primeiros no modo pulsante e os 50 seguintes contínuo. Após a restauração as amostras foram armazenadas em local úmido por sete dias a 37°C.

Para medir a micro dureza das amostras, as coroas foram seccionadas ao meio no sentido mésio-distal, paralelo ao longo eixo do dente, usando-se Recortadeira Metalográfica de Precisão (Isomet 1000, Buehler) e disco diamantado de alta concentração (EXTEC Corp, Enfield ct, EUA). A dureza superficial foi medida nas duas hemi-coroas. As hemi-coroas foram identificadas e incluídas em resina de poliestireno (Crometec.) para facilitar a leitura no microdurômetro. Para isso as hemi-coroas foram posicionadas sobre papel manteiga, que havia sido posicionado sobre uma placa de vidro. Em volta do conjunto, um cilindro de PVC com 10 mm de altura e 35 mm de diâmetro interno, tendo ao centro as hemi-coroas foi posicionado. Feito isso, a resina de poliestireno foi vertida dentro do cilindro, e após a polimerização da mesma, o cilindro de PVC foi removido.

As hemi-coroas incluídas receberam acabamento com lixa nº 600, 1200 e 2000 sob refrigeração e posteriormente polidas com pasta diamantada em granulações decrescentes 6, 3 e 1 μ (Arotec Ind. Com., São Paulo, Brasil) usando feltros para polimento.

Para se realizar ensaio de microdureza foi necessário que a superfície da amostra estivesse plana e perpendicular ao penetrador. Após a planificação, as amostras foram posicionadas no microdurômetro Future Tech-FM-1E e o penetrador tipo Knoop aplicado com carga de 25g durante 20 segundos. Foram feitas 15 penetrações em cada hemi-coroa, sendo as primeiras cinco a 500 μ m da parede pulpar da cavidade. A segunda série de cinco foi realizada a 500 μ m da face oclusal da restauração, e as cinco últimas penetrações foram feitas a 1500 μ m da superfície oclusal da restauração.

Cálculo da Dureza

Após cada penetração, a diagonal maior do losango formado foi mensurada com auxílio das barras verticais no monitor acoplado ao microdurômetro.

Para calcular o valor da dureza Knoop, foi usada a seguinte fórmula:

$$KHN = \frac{L}{I^2 \cdot CP}$$

Onde L corresponde à carga aplicada, I a maior diagonal de penetração e CP a constante da área projetada (1429).

Obtidos os valores de microdureza Knoop para cada profundidade de penetração, os dados foram tabulados e submetidos à análise estatística.

Cálculo da Densidade de Energia

Para se calcular a densidade de potência (DP):

$$DP = \frac{\text{Potência}}{\pi \cdot r^2}$$

Densidade de energia (DE) = DP x Tempo (Resultado em Joule).

RESULTADOS

Com os dados obtidos no ensaio de dureza foi realizada a análise de variância a dois critérios (2x3), em que os fatores estudados foram Fotoativador em dois níveis, Lâmpada Halógena e LED e profundidade em três níveis, Superficial, Média e Profunda, e o resultado desta análise é apresentado nas Tabelas I e II.

Tabela I: Resultado da análise da variância á dois critérios para o ensaio de Dureza.

CV	GL	SQ	QM	F	Pr > F
Modelo	5	10091.27329	2018.25466	1.24	0.3026
Resíduo	54	87760.87680	1625.20142		
Total	59	97852.15009			

Tabela II: Resultado da decomposição da análise da variância á dois critérios para o ensaio de Dureza.

CV	GL	Type III SS	QM	F	Pr > F
Fotoativador (F)	1	7066,736239	4,35	0,0418	
Profundidade (P)	2	1809,463619	904,731809	0,56	0,5764
F x P	2	1215,073435	607,536717	0,37	0,6899

A decomposição da análise de variância apontou diferença estatística significativa apenas para o fator Fotoativador ($p=0,0418$), assim para evidenciar esse resultado foi aplicado o teste de Tukey para esse fator e o resultado é mostrado na Tabela III.

Tabela III: Resultado do teste de Tukey para o fator Fotoativador para o ensaio de Dureza.

Fotoativador	N	Média	Tukey
LED	30	82,98	a
Halógena	30	61,27	b

O resultado do teste de Tukey para o fator Fotoativador no ensaio de Dureza apontou que a média de dureza para a fonte LED foi maior com diferença estatística significativa para a fonte de luz com lâmpada Halógena.

Para melhor elucidar os resultados foi calculada a densidade de energia para os aparelhos usados neste estudo. O aparelho LD13 foi usado com ponta com 7,10mm de diâmetro e o Optilux com ponta com 10,32mm com isso foram calculadas as densidades de potencia das fontes utilizadas, e então as densidades de energia, pela fórmula $\text{Densidade de energia} = \text{Densidade de Potência} \times \text{Tempo de Exposição}$, sendo 10 segundos pulsátil mais 50 segundos contínuos para o LD13 e 20 segundos para o Optilux. O resultado deste cálculo é mostrado na Tabela IV.

Tabela IV: Resultado da Densidade de Energia para os aparelhos LD13 e Optilux Demetron 501.

Fotoativador	Densidade de Energia (J)
Optilux Demetron 501	23 J
LD13 GG Dent	13 J

DISCUSSÃO

Há alguns anos vêm se buscando formas alternativas de fotoativação dos compósitos odontológicos devido às apresentadas pelas lâmpadas halógenas. Sabe-se que as lâmpadas halógenas têm reduzida vida útil, entre 40 e 100 horas (RUEGGERBERG, et al.1996). A redução da vida útil é conseqüência das altas temperaturas que degradam a lâmpada, o refletor e o filtro (JANDT et. al. 2000). Essa degradação, a longo prazo, resulta na redução de efetividade de polimerização dos compósitos (MILLS, et al. 2002).

Uma das fontes fotoativadoras alternativas que vêm sendo estudada são os LEDs (Light Emitted Diodes) que tem vida útil muito maior que as lâmpadas halógenas, e não sofrem degradação significativa do fluxo de luz com passar do tempo (HAITZ et. al. 1995). Além disso, convertem energia em luz com mais eficiência, não produzem calor e são mais fortes (PRICE, et al. 2005).

É necessário comprovar a qualidade de fotoativação das fontes alternativas, por isso, estudos são desenvolvidos comparando as luzes fotoativadoras (SCHNEIDER et. al. 2006; TSENG et. al. 2007, HOFMANN et. al. 2002, CALDAS et. al.2003, CORRER et. al. 2005, PRICE et. al. 2005, TSAI et. al. 2004 E UHL et. al.2002). A adequada polimerização dos compósitos depende da intensidade da fonte de luz (radiação e densidade de potência), comprimento de onda e duração da exposição (LEONARD, et al. 2002). A polimerização deficiente de compósitos está associada a propriedades física inferiores, maior solubilidade e respostas pulpares adversas causadas pelo monômero residual não fotopolimerizado (UHL et. al .2003).

O teste de dureza Knoop é um excelente método para avaliar profundidade de polimerização e eficiência de diferentes fontes de luz na fotopolimerização de

compósitos (UHL et. al .2003; DEWALD, FERRACANE 1987). A dureza é comumente relacionada à força mecânica, rigidez e resistência (JANDT et. al.2000).

O resultado do ensaio de dureza Knoop empregado neste estudo mostrou que a fonte LED apresentou a maior média de dureza com diferença estatística significativa da fonte de luz com lâmpada halógena. Esse resultado não corrobora com os resultados dos estudos de VANDERWALLE et. al. 2002 e Ramp et. al.2003 que compararam LEDs e lâmpadas halógenas disponíveis no mercado e concluíram que não apresentavam diferenças estatísticas na fotoativação de resinas compostas na mesma densidade de energia. Em outro estudo, VANDEWALLE, et. al., em 2005, afirmaram não haver diferença estatística entre a média de dureza Knoop nas resinas compostas fotopolimerizadas com LEDemetron 1 (LED) e VIP (Lâmpada halógena) tanto nas densidades máximas dos aparelhos, quanto em densidades de energia equivalentes. Por outro lado os resultados deste estudo corroboram com os resultados dos estudos de MILLS et. al.1999, FUJIBAYSHI et. al.1998, HALVORSON et.al. 2004 que mostram que os LEDs produziram melhores profundidades de cura quando comparados às luzes halógenas.

Tem sido alegado que o grau de conversão de resinas compostas pode ser dependente da intensidade da densidade de energia (irradiação da luz X tempo de exposição) aplicada durante a fotoativação (MIYAZAKI, et. al., 1996; PEUTZFELDT, et. al. 2000). De acordo com VANDERWALLE, et. al. 2005, as densidades de potência baixas exigem maiores tempos de polimerização para compensar densidade de energia e profundidade de cura inferiores. Assim durante o ensaio piloto foi constatado que a fonte LD13 apresentava baixíssimo resultado de dureza que impedia a leitura da diagonal maior no microdurômetro. Para se contornar esse problema foi optado triplicar

o tempo de fotoativação em relação ao Optilux pelo fato do aparelho utilizar 10 segundos pulsáteis. Outro fato a ser destacado é que durante a fase experimental foi detectado problema na fonte de energia do aparelho LED, o qual foi corrigido antes da execução da fase experimental definitiva. Se a corrente da fonte de energia do aparelho não for bem dimensionada, a mesma não fornece tensão suficiente e/ou não suporta a carga de energia exigida pela lâmpada, no caso o LD13 de 3W, ocasionando uma menor potência de luz emitida, de acordo com o fabricante do aparelho – GG Dent.

A explicação para a maior média de dureza para o aparelho LD13 está no fato de que durante a fotoativação com o mesmo se empregou maior densidade de energia – 23J – do que com o aparelho Optilux – 13J, ou seja, quase o dobro da densidade de energia, o que explica os resultados.

Outro resultado encontrado neste estudo foi que não houve diferença estatística significativa entre as profundidades das penetrações realizadas, que concorda com os resultados de RAY et. al. 2006. Uma explicação possível para esse resultado seria que as camadas mais profundas receberam maior densidade de energia, porém mais distante da fonte de luz o que diminuiu a quantidade de energia igualando os resultados.

Apesar do melhor efeito obtido com o LED neste estudo, ele não é capaz de fotoativar todos os fotoiniciadores contidos nos compósitos odontológicos, principalmente nas cores mais claras. Por isso o cirurgião-dentista deve ter conhecimento da composição da resina composta que utiliza, antes de empregar essa fonte de luz, para que obtenha efetividade de fotoativação nas suas restaurações.

CONCLUSÕES:

1-A fonte fotoativadora LED apresentou os melhores resultados de dureza Knoop,

2-Não houve diferença na dureza entre as profundidades da restauração estudadas, superficial, média e profunda,

3-A densidade de energia influenciou os resultados de dureza das fontes fotoativadoras.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

- 1-ALTHOFF & HARTUNG M. Advances in light curing. Am J Dent 2000; 13(Spec n):77D-81D
- 2-BURGESS JO, WALKER RS, PORCHE C & RAPPOLD AJ. Light curing- An up date. Compendium 2002; 23(10):889-90
- 3-CALDAS DB, DE ALMEIDA JB, CORRER-SOBRINHO L, SINHORETI MA, CONSANI S. Influence of curing tip distance on resin composite Knoop hardness number, using three different light curing units. Oper Dent, 2003;28:315-20
- 4-CORRER AB, SINHORETI MAC, SOBRINHO LC, TANGO RN, SCHNEIDER LFJ, CONSANI S. Effect of the increase of energy density on Knoop Hardness of dental composites light-cured by conventional QTH, LED and Xenon Plasma Arc. Braz Dent J 2005;16(3):218-224
- 5-DEWALD JP, FERRACANE JL. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. J Dent Res 1987;66:727-30
- 6-FEILZER AJ, DOOREN LH, DE GEE AJ. Influence of Light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. Eur J Oral Sci 1995; 103:322-26
- 7-FERRACANE JL, Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resin. Dent Mater 1985; 1(1): 11-14
- 8-FUJIBAYSHI K, ISHIMARU K, TAKAHASHI N, KOHNO A. Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. Dentistry in Japan 1998;30(4):49-53
- 9-GORACCI G, MORI G, DE MARTINIS LC. Curing Light intensity and marginal leadkage of resin composite restoration. Quintessence Int 2006; 27:355-61
- 10-HAITZ RH, CRAFORD MG, WEISSMAN RH, in M. Bass (Ed.), Handbook of opties, 2, McGrall Hill, New York, 1995, pp 12.1-12.39

- 11-HALVORSON RH, ERICKSON RL, DAVIDSON CL. Polymerization efficiency of curing lamps: A universal energy conversion relationship predictive of conversion of resin-based composite. *Operative Dentistry* 2004; 29(1):105-11
- 12-HAMMESFAHR PD; O'CONNOR MT & WANG X. Light-curing technology: past, present, and future. *Compend Contin Edu* 2002 Suppl 1, 23(9): 18-24
- 13-HOFMANN N, HUGO B, KLAIBER B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Sci* 2002;110:471-9
- 14-JANDT KD, MILLS RW, BLACKWELL GB, ASHWORTH SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dental Materials*.2000; 16:41-47
- 15-LEONARD DL, CHARLTON DG, ROBERTS HW, COHEN ME. Polymerization Efficiency of LED Curing Lights. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2002;14(5):286-95
- 16-MEYER GR, ERNST CP & WILLERSHAUSEN B. Decrease in power output of new light-emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface. *J Adhes Dent* 2002; 4(3): 1997-204.

- 17- MILLS RW, JANDT KD, ASWORTH SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J* 1999; 186(8): 388-391
- 18-MILLS RW, UHL A, JANDT KD. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with the blue light emitting diodes (LED) and halogen light curing units (LCUs). *British Dental Journal* 2002; 192:459-463
- 19-MIYAZAKI M, OSHIDA Y, MOORE BK, ONOSE H. Effect of light exposure on fracture toughness and flexural strength of light-cured composites. *Dental Materials* 1996;12(6):328-332
- 20-NAKAMURA S; SENOH M, IWASA N, NAGAHAMA S. High-power In single-quantum-well-structure blue and Violet light emitting diodes. *Appl. Phys. Lett.* 1995; 67(13): 1868-1870.
- 21-PEUTZAFELDT A, SAHAFI A, ASMUSSEN E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dental Material* 2000; 16(5):330-336
- 22-PRICE RBT, FELIX CA, ANDREOU P. Knoop Hardness of ten resin composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights. *Biomater* 2005;26:2631-41
- 23-RAMP LC, BROOME JC, RAMP MH, JONES ZA, MARTYSHKIN DV. Depth of cure and wear resistance achieved by equivalent irradiation doses from LED vs. QTH lights. *Journal of Dental Research* 2003, 82 (Special Issue) Abstract #0274 p42.
- 24-RAY NJ, LYNCH CD, BURKE FM, HANNIGAN A. Surface Microhardness of a Resin Composite: a Comparison of a Tungsten Halogen and a LED Light Curing Unit, in vitro. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.*, 2006;14(1):7-12
- 25-RUEGGEBERG F. Contemporary issues on photocuring. *Compend Contin Edu Suppl* 1 1999; (25): S4-15; quiz S73

- 26-RUEGGERBERG FA, TWIGGS SW, CAUGHMAN WF, KHAJOTIA S. Lifetime intensity profiles of 11 light-curing units, *J. Dent. Res.* 75 (1996) 380 Abstr. no 2897
- 27-SCHNEIDER LFJ, CONSANI S, OGLIARI F, CORRER AS, SOBRINHO LC, SINHORETI MAC. Effect of Time and Polymerization Cycle on the Degree of Conversion of a Resin Composite. *Oper Dent*, 2006;31(4):489-495
- 28-SILVA LFJ, PEREIRA GDS, DIAS CTS, PAULILLO LAMS. Effect of the composite photoactivation mode on microtensile bond strength and Knoop microhardness. *Dental materials*. 2006; 22(3): 203-210
- 29- STAHL, ASWORTH SH, JANDT KD, MILLS RW. Light emitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potential. *Biomater* 2000; 21(13): 80-87
- 30-TSENG WY, CHEN RS, WANG JL, LEE MS, RUEGGBERG FA, CHEN MH. Effects on microstrain and conversion of flowable resin composite using different curing modes and units. *J Biomed Mat Res B Appl Biomater*. 2007 May;81(2):323-9
- 31-TSAI PCI, MEYERS IA, WALSH LJ. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent Mater* 2004;20:364-9
- 32-UHL A, MILLS RW, JANDT KD. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials* 2003; 24:1787-95
- 33-UHL A, MILLS RW, VOWLVES RW, JANDT KS. Knoop Hardness depth profiles and compressive strength of selected dental composites polymerized with halogen and LED light curing technologies. *J Biomed Mat Res* 2002;63:729-38
- 34-VANDEWALLE KS, FERRACANE JL, LY A. Effect of LED or halogen curing lights on Knoop Hardness in posterior composites. *Journal of Dental Research* 2002;81(Special Issue A) Abstract #3973 p486

35-VANDEWALLE KS, ROBERTS HW, TIBA A, CHARLTON DG. Thermal Emission and Curing Efficiency of LED and Halogen Curing Lights. Oper Dent 2005;30(2):257-64

36-YEARN JA. Factors affecting cure of visible light activated composites. Int Dent J 1985; 35(3): 218-25