

Dejenane Pereira Santana

**AVALIAÇÃO DA MICRODUREZA SUPERFICIAL
EM RESINAS COMPOSTAS
FOTOPOLIMERIZADAS COM SISTEMAS DE LUZ
HALÓGENA E DIODO EMISSOR DE LUZ (LED)**

TAUBATÉ - SP

2006

Dejenane Pereira Santana

**AVALIAÇÃO DA MICRODUREZA SUPERFICIAL
EM RESINAS COMPOSTAS
FOTOPOLIMERIZADAS COM SISTEMAS DE LUZ
HALÓGENA E DIODO EMISSOR DE LUZ (LED)**

Dissertação apresentada para obtenção do
Título de Mestre pelo Programa de Pós-
Graduação do Departamento de
Odontologia da Universidade de Taubaté.

Sub-área de Concentração: Dentística

Orientador: Prof. Dr. Celso Silva Queiroz

TAUBATÉ - SP

2006

DEJENANE PEREIRA SANTANA

AVALIAÇÃO DA MICRODUREZA EM RESINAS COMPOSTAS
FOTOPOLIMERIZADAS COM SISTEMAS DE LUZ HALÓGENA E DIODO
EMISSOR DE LUZ (LED)

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ, TAUBATÉ, SP.

Data: _____

Resultado: _____

COMISSÃO JULGADORA

Prof. Dr. _____ INSTITUIÇÃO: _____

Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ INSTITUIÇÃO: _____

Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ INSTITUIÇÃO: _____

Assinatura: _____

“Sábio é o homem que conhece alguma coisa sobre tudo, e tudo sobre alguma coisa. Mais sábio é aquele que estuda como se fosse viver eternamente, e vive como se fosse morrer amanhã”.

Dedico esta vitória aos meus pais, Maria e Djalma,
exemplos de vida, determinação, integridade,
perseverança, luta e amor incondicional.
Obrigado pela presença constante,
presença que sempre me encoraja
a superar os obstáculos e a lutar
pela vida com sabedoria.
Ao meu amado irmão Sérgio Marcos,
por seu incentivo e porque acima
de tudo, o amor que nos une
é muito especial.

À vocês, meu intenso amor, reconhecimento e eterna gratidão.

Ao admirável Kink Douglas pelo companheirismo, amor, dedicação e determinação que me contagia.

À minha amiga de infância Heliane Rocha pelo incentivo, sempre procurando de alguma forma estar presente.

À minha eterna e saudosa amiga Nina que me ensinou o valor de uma grande e honrosa amizade. (*in memoriam*)

AGRADECIMENTOS

À Deus pelo dom da vida e pela constante proteção de Pai, sempre renovando minha esperança e fé. Agradeço por estar aqui e por todas as oportunidades de crescimento e realizações que tens designado para minha vida.

À Universidade de Taubaté - UNITAU.

Ao Magnífico Reitor Prof. Dr. Nivaldo Zöllner.

À Pró-reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação da Universidade de Taubaté, pela organização do curso de mestrado.

Ao coordenador geral do Programa de Pós-graduação em Odontologia, Pro. Dr. Antonio Olavo Cardoso Jorge.

À UNIRG, Universidade Regional de Gurupi, por meio da qual foi possível a realização deste mestrado.

Ao Prof. Dr. José Benedicto de Mello e aos demais professores do curso de pós-graduação.

Ao Prof. Dr. Wataro Nelson Ogawama por sua importante contribuição na análise estatística.

Ao Prof. Dr. Carlos Rocha Gomes Torres, por ter cedido o laboratório da disciplina de Dentística da UNESP- São José dos Campos.

Às secretárias do Curso de Pós-Graduação em Odontologia Adriana Peloggia e Alessandra Borges Serra, sempre informando com atenção e carinho os procedimentos necessários.

À bibliotecária Eliane Kalil Kobaz Pereira, pelo apoio na revisão deste trabalho.

À técnica responsável pelo laboratório da Disciplina de Dentística da UNESP – São José dos Campos, Josiana Maria Alves Carneiro pelo empenho dispensado.

A Dabi Atlante que gentilmente cedeu o aparelho Ultralux EL .

Aos divertidos amigos de turma...

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Professor Doutor **Celso Silva Queiroz**,

pela experiência e conhecimentos adquiridos durante sua cuidadosa orientação em todas as etapas desta pesquisa e em todas as atividades que desenvolvi neste mestrado .O seu admirável perfil profissional e ético de dedicação e compromisso com o ensino e a verdade científica, mostrou-me um exemplo a ser seguido na carreira docente.

Meu Profundo Agradecimento

SANTANA, D. P. **Avaliação da microdureza superficial em resinas compostas fotopolimerizadas com sistemas de luz halógena e diodo emissor de luz (LED).** 2006. 69f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Departamento de Odontologia, Universidade de Taubaté, Taubaté, 2006.

Resumo

A fotoativação das resinas compostas através da luz visível como a luz halógena é um processo rotineiro na clínica odontológica. No entanto os sistemas de diodos emissores de luz (LEDs), têm sido propostos para substituir as fontes de luz halógena, por apresentarem vantagens potenciais. Dessa forma, o objetivo desse estudo foi avaliar a microdureza de duas resinas compostas, uma compactável (Tetric Ceram) e outra do tipo flow (Tetric Flow), utilizando duas fontes de luz, uma halógena (Ultralux EL) e outra à base de LED (Ultraled XP). Foram confeccionados quarenta corpos de prova (5x5x6 mm), utilizando uma matriz de teflon e divididos em quatro grupos: Grupo I – Tetric Ceram Halógena; Grupo II – Tetric Ceram LED; Grupo III – Tetric Flow Halógena e Grupo IV – Tetric Flow LED. Após o lixamento e polimento dos corpos de prova, foi realizada a análise da microdureza (Vickers) nas regiões de topo e de base em cada amostra. A análise de variância (ANOVA) e o teste de Tukey foram aplicados ao nível de significância de 5%. Os resultados mostraram que a fonte de luz halógena foi estatisticamente mais efetiva ($p < 0,05$) que o LED na microdureza superficial; quando comparados os tipos de resinas compostas a Tetric Ceram apresentou valores de microdureza estatisticamente maiores ($p < 0,05$) que a Tetric Flow e as regiões de topo apresentaram microdureza maior ($p < 0,05$) em relação às regiões de base independente da fonte de luz e do material resinoso utilizado. Os resultados sugerem que a fonte de luz halógena é mais efetiva que o LED.

Palavras-Chave: resina composta, microdureza, fotopolimerização, diodo emissor de luz.

SANTANA, D. P. **Evaluation of surface microhardness on photo polymerization of resin composites by halogen light and light emitting diode (Led)**. 2006. 69f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Departamento de Odontologia, Universidade de Taubaté, Taubaté, 2006.

Abstract

The light curing of resin composite by halogen light is frequently in dental. Therefore the light emitting diodes (LEDs), have been suggested in opposite to halogen light, which can present more advantages. The aim of this study was to evaluate the microhardness of the two resin composites, a condensable resin (Tetric Ceram) and other flow resin (Tetric Flow), using two light curing units, a halogen light (Ultralux EL) and a LED (Ultraled XP). Forty specimens (5x5x6 mm) were obtained using a teflon matrix and divided in four groups: Group I – Halogen Tetric Ceram; Grupo II – LED Tetric Ceram; Grupo III – Halogen Tetric Flow e Grupo IV – LED Tetric Flow. After the sandpaper and the polish of specimens, the Vickers microhardness analysis on top and base was measured in all specimens. The values obtained were submitted to a two-way variation ANOVA analysis and the pared test Tukey to level of 5% significance. The results showed that source halogen light was more effective ($p<0.05$) than LED. When two types of resin composite were compared the Tetric Ceram presented microhardness values higher ($p<0.05$) than Tetric Flow. Top regions obtained microhardness values higher ($p<0.05$) in relation to base regions independently of light unit used. The results suggest that halogen light curing unit is more effective than LED.

Key words: composite resins, light curing, mirohardness, light emitting diode.

SUMÁRIO

Resumo	9
Abstract	10
Lista de Tabelas	12
Lista de Figuras	13
Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos	14
1 Introdução	15
2 Revisão da Literatura	18
2.1 Aparelhos Fotopolimerizadores	18
2.2 Resinas Compostas	27
3 Proposição	30
4 Material e Método	31
4.1 Delineamento Experimental	31
4.2 Materiais Utilizados	31
4.3 Confeccção dos Corpos de Prova	33
4.4 Grupos Experimentais	36
4.5 Lixamento e Polimento	36
4.6 Análise de Microdureza	37
4.7 Análise Estatística	38
5 Resultados	39
6 Discussão	43
7 Conclusões	48
Referências	49
Anexo	56

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características das resinas compostas utilizadas	32
Tabela 2 - Especificações técnicas dos aparelhos fotopolimerizadores	33
Tabela 3 - Grupos experimentais a serem analisados	36
Tabela 4 - Médias e desvios-padrão de microdureza (VHN) das regiões de topo e base da resina composta Tetric Ceram fotoativadas com Luz Halógena e LED	39
Tabela 5 - Médias e desvios-padrão de microdureza (VHN) das regiões de topo e base da resina composta Tetric Flow fotoativadas com Luz Halógena e LED	40
Tabela 6 - Médias e desvios-padrão de microdureza (VHN) das regiões de topo e base da resina composta Tetric Ceram e Tetric Flow fotoativadas com luz halógena	40
Tabela 7 - Médias e desvios-padrão de microdureza (VHN) das regiões de topo e base da resina composta Tetric Flow e Tetric Ceram fotoativadas com LED	41
Tabela 8 - Médias e desvios-padrão de microdureza (VHN) das regiões de topo e base de resinas compostas (Tetric Ceram e Tetric Flow) fotoativadas (luz halógena e LED)	41

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Resinas compostas	31
Figura 2 - Aparelhos fotopolimerizadores	32
Figura 3 - Matriz bipartida de Teflon	33
Figura 4 - Passos realizados para confecção dos corpos de prova	35
Figura 5 - Máquina de Politriz	37
Figura 6 - Penetrador do tipo Vickers	37
Figura 7 - Esquema das Indentações	38
Figura 8 - Redução da microdureza (%), padronizados em relação ao valor médio da microdureza do topo de Tetric Ceram com Luz Halógena (TCH*), quanto ao tipo de resina composta, de fonte de luz e região do corpo de prova.	42

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

CQ – Canforoquinona

VHN – Número de dureza Vickers

LH – Luz halógena

LED – Light emitting diode ou luz emitida por diodo

W – Watts

V – Volts

VA – Voltampere

mA - Miliampere

mW – MiliWatts

mW/cm² – MiliWatts por centímetro quadrado

% - Porcentagem

< – Menor

> – Maior

± – Mais ou menos

°C – Graus Celsius (graus centígrados)

cm – Centímetro

mm – Milímetro

µm – Micrometro

nm - Nanômetro

mm² – Milímetro quadrado

Kg – Quilograma

g – Grama

mg - Miligrama

H₂O_{dd} – Água destilada e deionizada

n ° – Número

s – Segundos

h –Horas

ISO – International organization for standardization

BIS – GMA – Bisfenol glicidil metacrilato

TEG DMA – Trietilenoglicol dimetacrilato

UDMA – Dimetacrilato de uretano

1 Introdução

A fotoativação das resinas compostas através da luz visível com luz halógena é um processo rotineiro na clínica odontológica. A maior parte da energia luminosa produzida por este sistema é de raios infravermelhos (95%), responsáveis pela produção de calor, com emissão de luz com comprimento de onda em um amplo espectro. Intervalos de comprimento de onda indesejáveis devem ser filtrados para gerar luz em uma cor específica. Estes aparelhos precisam de filtros especiais para limitar o comprimento de onda entre 400 e 500 nm, para atingir o espectro de absorção da canforoquinona (CQ), fotoiniciador mais freqüente utilizado nas resinas compostas. O pico de absorção deste fotoiniciador é de aproximadamente 468 nm (COELHO SANTOS; SILVA e SOUZA; MONDELLI, 2002; TESHIMA et al., 2003).

A luz azul dos aparelhos de luz halógena é produzida quando uma corrente elétrica atravessa um fino filamento de quartzo-tungstênio, o qual funciona como uma resistência, gerando calor. A alta temperatura gerada nesses sistemas apresenta muitas desvantagens, como a necessidade de incorporação de um sistema de ventilação, o que pode gerar maior possibilidade de danificação do filtro e freqüentes trocas de lâmpada, por estar queimada ou danificada (SWIFT JR., 2002; SANTOS et al., 2000).

Estes problemas podem causar a redução da intensidade emitida pelo aparelho, reduzindo propriedades como dureza e resistência da resina composta, resultando em uma menor longevidade das restaurações (RUEGGERBERG; CAUGHMAN; CURTIS JR., 1994; PEREIRA et al., 1997; PEREIRA; PORTO; MENDES, 2001; FAN et al., 2002; CARREIRA; VIERIA, 2002; TESHIMA et al., 2003).

Recentemente, uma fonte de luz que utiliza diodos que emitem luz azul, conhecida como LEDs (Diodos Emissores de Luz), têm sido propostas para substituir as fontes de luz halógena, por apresentarem vantagens potenciais, como a ausência da produção de calor, variação da quantidade luz emitida, trocas de luzes e ausência de filtros (FUJIBAYASHI et al., 1998; MILLS; JANDT; ASHWORT, 1999). Os diodos são semicondutores em estado sólido que emitem luz divergente e não coerente, por transições eletrônicas entre faixas de energia que envolve recombinação de elétrons. A diferença entre as faixas de energia gera movimentação de fótons e determina o comprimento de onda da luz emitida. Desde que a diferença de energia é definida pelas características do semicondutor, a maior parte da luz emitida é concentrada em estreito comprimento de onda. Dessa forma, o espectro de emissão para os LEDs está entre 450

e 490nm, intervalo ideal para a CQ. Pelo fato de emitirem luz em um estreito comprimento de onda, estes não precisam de filtros, obtendo uma alta eficiência da energia de entrada e saída, o que permite aos fabricantes produzir aparelhos menores, portáteis, sem fio e com baterias recarregáveis. Estes aparelhos mantêm sua intensidade de saída e não apresentam degradação de seus componentes, como os aparelhos de luz halógena (MILLS; UHL; JANDT, 2002; SWIFT JR., 2002; RASTELLI, 2002; FRANCO; LOPES, 2003).

Assim como a evolução dos aparelhos de fotoativação, as resinas compostas desenvolveram-se na procura de melhorar a estética, conseguir maior durabilidade e reduzir a microinfiltração marginal. Nesse contexto, novos materiais e técnicas surgem no mercado, buscando-se um material que possua baixo módulo de elasticidade para suportar as cargas mastigatórias sem alterar suas propriedades, alta fluidez e escoamento, evitando rompimento durante a fotoativação e obtendo melhor adaptação nas margens das restaurações.

As resinas compostas de alta viscosidade, condensáveis ou ainda compactáveis surgiu a partir de 1997, com a intenção de facilitar a obtenção da relação de contato com as paredes da cavidade preparada, permitindo que a inserção fosse igual à do amálgama, na realidade, com nenhuma das resinas composta condensáveis é possível uma condensação à cavidade como fazemos com o amálgama. Diante disso, diversas composições deste tipo de resina composta são lançadas no mercado e também várias técnicas são constantemente aplicadas para se obter sucesso nos procedimentos clínicos.

A partir de 1996, surgiram as resinas compostas do tipo “flow”, com o objetivo de suprir as características necessárias para se evitar a microinfiltração, sendo assim, esse tipo de resina composta possui alta fluidez (GARONE NETTO et al., 2003). As resinas compostas do tipo “flow” foram desenvolvidas com o mesmo tipo de partículas das resinas compostas tradicionais, porém com diminuição na quantidade de carga, reduzindo assim a viscosidade da mistura, para que fluam, adaptem e preencham facilmente os ângulos internos dos preparos cavitários (TYAS; JONES; RIZKALLA, 1998). No entanto, elas possuem menor resistência ao desgaste quando comparadas as resinas convencionais, as quais possuem maior quantidade de carga e são menos sensíveis ao desgaste (GOMES et al., 2002).

Tendo sido relatado a interferência do sistema de fotoativação na dureza da resina composta como mostram os estudos de Rueggeberg, Caughman, Curtis Jr. (1994), Pereira et al. (1997), Pereira, Porto e Mendes (2001), Fan et al. (2002), Carreira

e Viera (2002); Teshima et al. (2003) e a própria interferência da natureza do material restaurador. O objetivo deste estudo será avaliar o potencial de dois aparelhos de fotoativação (luz halógena e LED) em dois tipos diferentes de resinas compostas (compactável e flow) através da microdureza de superfície, pois na literatura não há um consenso sobre a efetividade da aplicação da luz halógena e do LED na fotoativação das resinas compostas.

2 Revisão da Literatura

Levando-se em consideração as variáveis que serão objetos desse estudo, apresentaremos uma revisão sobre os aparelhos fotoativadores pertinentes a este estudo (aparelho fotoativador de luz halógena e LED). E também serão descritos os trabalhos de maior relevância em relação aos tipos de resinas compostas utilizadas neste estudo, como as dos tipos convencional e flow.

2.1 Aparelhos Fotopolimerizadores

Nas resinas compostas fotopolimerizadas por luz visível, o processo de polimerização inicia-se com a absorção de luz pela molécula do fotoiniciador. Este fotoiniciador na maioria das vezes é uma α -diketona, a canforoquinona (CQ). Ao absorver energia luminosa com determinados comprimentos de onda a CQ passa para um estado excitado, denominado estado tripleto (SHORTALL; HARRINGTON, 1996; NOMOTO, 1997). A combinação da CQ com uma molécula intermediária, a amina terciária, leva à formação de radicais livres dando início ao processo de polimerização. Daí em diante o processo continua de maneira semelhante aos sistemas de duas pastas. A luz que interage com o fotoiniciador funciona como fonte de energia necessária para promover a excitação da molécula, bem como para formação de ligações químicas entre monômeros resinosos durante o processo de cura. A energia total fornecida para que determinada resina composta polimerize é o produto da intensidade de luz emitida pelo aparelho fotopolimerizador em mW/cm^2 pelo tempo de exposição à luz em segundos (RUEGGERBERG; CAUGHMAN; CURTIS JR., 1994; YAP; SENEVIRATNE, 2001). Então, os principais fatores responsáveis pelo sucesso das restaurações estéticas realizadas em resina composta são: emissão suficiente de intensidade de luz, correto comprimento de onda emitido e tempo de exposição adequado. Portanto, a energia luminosa emitida pela fonte deve pertencer à faixa do espectro de luz em nanômetros (nm) capaz de sensibilizar o fotoiniciador da resina composta (NOMOTO, 1997). Desta forma, a qualidade e o bom funcionamento do aparelho fotopolimerizador são diretamente responsáveis pelo polímero formado (BARGHI; BERRY; HATTON, 1994; RUEGGERBERG; CAUGHMAN; CURTIS JR., 1994).

O aparelho fotopolimerizador de luz halógena é o mais utilizado pelos profissionais da área para fotoativação de materiais resinosos, por isso é denominada

como convencional. Este aparelho emite uma luz incandescente, basicamente, compõe-se de uma lâmpada de filamento de tungstênio (bulbo e refletor), filtro, sistema de refrigeração (ventilação) e fibras ópticas para condução da luz (MEDEIROS, 2001; NAGEL, 1999). O filamento de tungstênio se encontra protegido em uma cápsula de quartzo com gases inertes e conectados a um eletrodo para a passagem da corrente elétrica. Assim, este filamento é submetido a altas temperaturas, produzindo uma luz com energia dentro de uma larga faixa de comprimento de onda, ou seja, com muita radiação na região do infravermelho, a qual é responsável pelo calor.

Como existe uma produção de grande quantidade de luz fora da região espectral de interesse para a fotoativação, é necessária a utilização de filtros que apresentem a função de barrar estas energias. Nesse sentido, um dos componentes com grande importância nesses aparelhos é o sistema de ventilação, pois o calor produzido reduz drasticamente a vida útil, a potência da lâmpada e pode comprometer a efetividade de polimerização de restaurações com resinas compostas (RUEGGERBERG, 1999).

Estes aparelhos convencionais à base de lâmpada halógena apresentam diversas marcas comerciais, mas geralmente operam dentro de uma faixa de 400 – 500 nm referente ao espectro de luz emitida, porém com valores de densidade de potência variando desde 300 mW/cm² a 1000 mW/cm² (BARGHI; BERRY; HATTON, 1994; RUEGGERBERG; CAUGHMAN; CURTIS JR., 1994).

A lâmpada desses aparelhos possui um tempo de vida relativamente curto, cerca de 50 – 100 horas clínicas. Segundo Rueggeberg, Caughman e Curtis Jr. (1994) aparelhos de luz halógena com densidade de potência abaixo de 300 mW/cm² podem comprometer o grau de conversão ou a adequada polimerização das resinas compostas. Então, o profissional deve estar atendo quanto ao tempo de uso do aparelho, estabelecendo uma avaliação regular da emissão de luz com auxílio de um radiômetro, substituindo a lâmpada ou até o filtro do equipamento quando necessário.

Barghi, Berry e Hatton (1994) concluíram que 30% de um total de 205 unidades fotoativadoras usadas em consultório particular forneciam menos que 200 mW/cm², um valor considerado como inadequado para uma perfeita polimerização.

Rueggeberg, Caughman e Curtis Jr. (1994) relataram resultados de significativa importância quanto à correlação entre valores pré-determinados de intensidade de luz e a profundidade de polimerização da resina composta. Esses autores recomendaram a

utilização de tempos de exposição à luz de 60 segundos sempre que forem utilizados aparelhos apresentando intensidade de luz de pelo menos 400 mW/cm^2 , afirmaram ainda que, a espessura das camadas de resina composta não deve exceder a 2 mm, sendo o ideal 1 mm, e os aparelhos com intensidade de luz inferior a 233 mW/cm^2 não devem ser utilizados, devido às suas características de desempenho deficientes.

Pereira et al. (1997) avaliaram a profundidade de polimerização, por meio de dureza Vickers, de uma única resina composta fotoativada, em função de diferentes intensidades de luz. A partir dos resultados, pôde-se concluir que os aparelhos fotoativadores que emitem maior intensidade de luz proporcionam maior capacidade de polimerização da resina composta e somente aparelhos que emitem 800 mW/cm^2 de intensidade de luz proporcionam uniformidade de polimerização em até 4 mm da resina composta.

Uma nova e promissora tecnologia que surgiu no mercado como opção para polimerizar materiais fotossensíveis sem os inconvenientes dos aparelhos de luz halógena é o LED (light emitting diode) que são fontes de luz no estado sólido, compostos pela combinação de diferentes semicondutores para a emissão de luz azul. Os aparelhos à base de LEDs representam uma nova opção para fotoativação de materiais resinosos, sendo composto por um semicondutor de In-Ga-N (Índio-Gálio-Nitrogênio). O LED já é bastante aplicado em diversos equipamentos, são luzes indicativas (geralmente vermelhas) que se encontram em aparelhos de DVDs, alarmes de carro e em aparelhos telefônicos e Mills (1995) propôs a utilização de aparelhos montados com LEDs azuis para a fotoativação de materiais resinosos.

Ao contrário da lâmpada halógena, o LED não produz luz visível por aquecimento de filamentos metálicos, mas pelas características próprias de um semicondutor. Um semicondutor para produzir luz necessita da aplicação de uma tensão para vencer a barreira de energia interna. O LED se constitui na combinação de dois diferentes semicondutores, um tipo n, que tem excesso de elétrons e, outro tipo p, que tem falta de elétrons, mas rico em lacunas ou “buracos receptores” de elétrons. Quando uma tensão é aplicada entre esses dois semicondutores, haverá a passagem de elétrons da camada n para a p, resultando em um fluxo de elétrons e “buracos” (MEDEIROS, 2001; KURACHI et al., 2001). Toda essa movimentação gera fótons em uma faixa estreita de comprimento de onda, próxima de 470nm. Dessa forma, os LEDs produzem uma luz divergente e não coerente, como a luz halógena, concentrando-se dentro de um estreito espectro de emissão da luz visível e muito próximo do pico de absorção máxima

da canforoquinona, a qual é de 468nm (BURTSCHER; RHEINBERGER, 2002; FUJIBAYASHI et al., 1998; JANA; SANTOS; CORRÊA, 2002). No entanto, os aparelhos de LEDs apresentam uma baixa densidade de potência (50 – 300 mW/cm²), especialmente os de primeira geração. Assim, a luz produzida pelo LED apresenta um espectro de emissão em banda estreita (450 – 490nm), com pico máximo de 470nm. Dessa forma, mesmo tendo baixa densidade de potência, estes aparelhos emitem toda a luz dentro do espectro de absorção máxima da canforoquinona (468nm), a qual é o fotoiniciador geralmente encontrado na maioria dos materiais resinosos (JANDT et al., 2000; KURACHI et al., 2001). É nesse aspecto que se encontra a diferença do LED para os aparelhos convencionais, em que estes últimos produzem luz fora do espectro de absorção do fotoiniciador (canforoquinona), energia esta que não é útil para a fotoativação.

Fujibayashi et al. (1998) analisaram a polimerização de profundidade, o grau de conversão e as características ópticas dos aparelhos de LED comparado a um de luz halógena. Os autores concluíram que a polimerização em profundidade e o grau de conversão com LED foram superior em relação à luz halógena, o LED mostrou-se mais efetivo em relação às características da luz apresentando uma porcentagem de luz disponível de 96%, enquanto a luz halógena apresentou 94%.

Mills, Jandt e Ashworth (1999) testaram se um aparelho de LED poderia produzir uma polimerização igual à da luz halógena, quando ajustado para 300 mW/cm². Foram utilizadas três resinas compostas, e a profundidade foi medida através de um penetrômetro. Os resultados mostraram que a irradiação dos aparelhos foram 290 e 455 mW/cm², para o LED e para a luz halógena, respectivamente. A profundidade de polimerização das resinas fotoativadas com LED foram significativamente maior que a luz halógena. Os autores concluíram que um aparelho de LED com irradiação correspondente a 64% do aparelho de luz halógena pode produzir maior polimerização em profundidade que a luz halógena.

Jandt et al. (2000) testaram a hipótese que a polimerização em profundidade e força de compressão das resinas compostas fotoativadas com LED e luz halógena não eram significativamente diferentes e também comparou a irradiação de emissão da luz do LED e luz halógena. Os resultados revelaram que a polimerização em profundidade das resinas compostas testadas foi significativamente maior quando utilizada a luz halógena. Para a força de compressão não houve diferença estatística. Os valores de irradiação de luz emitida pelo aparelho de luz halógena foi de 755 mW/cm² e do LED

foi de 350mW/cm^2 , o pico de irradiação foi de 497 nm e 465 nm, para a luz halógena e LED respectivamente, isso revela que o LED tem grande potencial para polimerizar resina com um espectro de luz emitida menor que a luz halógena.

Stahl et al. (2000) analisaram as propriedades de três compósitos com diferentes cores (A2, A3 e A4), os quais foram polimerizados com um aparelho de luz halógena e um LED. Em relação à força flexural medida nos materiais, a polimerização realizada com o aparelho de luz halógena foi estatisticamente maior que quando utilizado o LED. Em relação às cores utilizadas, não houve diferença quando se mediu a força flexural, ou seja, não houve interferência utilizando as diferentes fontes de polimerização.

Kurachi et al. (2001) avaliaram a dureza de resinas compostas submetidas à polimerização com aparelhos de LED e luz halógena. A resina composta (Z 100, cor A3) foi polimerizada em diferentes períodos: 20, 40, 60, 120 e 180 segundos com LED e 40 segundos com luz halógena. Todas as amostras fotoativadas com LED mostraram dureza inferior quando comparadas com a polimerização da luz halógena, inclusive no tempo de 40 segundos.

Medeiros (2001) observou que o grau de polimerização obtido com o LED (100 mW/cm^2), em espécimes de resina composta, foi semelhante ao obtido com a lâmpada halógena. Entretanto em espécimes de 2,0mm foi necessário que aumentasse o tempo de fotoativação com o LED para 60 segundos, de forma a equiparar-se com 40 segundos com lâmpada halógena.

Dunn e Bush (2002) compararam o efeito da polimerização proveniente dos aparelhos de luz halógena e dos LED. Foram utilizados dois aparelhos de luz halógena e dois LEDs para polimerizar compósito híbrido e um compósito de micropartícula. O teste de dureza foi realizado na superfície e na base das amostras. Os resultados mostraram que a dureza do compósito híbrido foi maior que o de micropartículas independente da fonte de luz utilizada. Embora o tipo de compósito possa influenciar em termos de dureza, os dois aparelhos de luz halógena apresentaram maior eficácia em relação ao dois aparelhos de LED, sendo que os compósitos apresentaram maior dureza quando polimerizados com a luz halógena, tanto na superfície quanto na base. Os autores concluíram que os aparelhos de LED disponíveis no mercado ainda requerem maiores adequações para se equipararem ou superarem os aparelhos de luz halógena.

Harada, Caputo e Mito (2002) analisaram a microinfiltração nas margens de restaurações de resinas fotoativadas com LED e luz halógena. Para tanto, utilizaram

blocos dentais com restaurações MO e DO, após a polimerização eles foram levados a termociclagem e um corante foi introduzido. Os resultados mostraram que infiltrações substanciais foram observadas em todas as combinações de resinas e fontes de luz. Não houve diferenças estatísticas em termos de microinfiltrações utilizando LED ou luz halógena nas diferentes resinas compostas testadas.

Leonard et al. (2002) compararam o potencial de polimerização de três aparelhos LED com um de luz halógena, e observaram que todos os aparelhos de LED precisaram de um tempo de exposição maior para polimerizar as resinas utilizadas do que o aparelho de luz halógena.

Mills, Uhl e Jandt (2002) compararam o potencial de polimerização de dois aparelhos de LEDs (dois protótipos e um comercial) com um aparelho comercial de luz halógena. Os autores verificaram a dureza, a força de compressão em compósitos polimerizados por 20 e 40 segundos. Os autores verificaram que a dureza do material obtida com os dois aparelhos de LED (protótipos) e o de luz halógena foram maiores em relação ao LED comercial. A força de compressão foi homogênea quando comparado as diversas fontes de luz.

Uhl et al. (2002) avaliaram o potencial de polimerização de dois aparelhos comerciais de luz halógena (Translux CL e Spectrum 800) e dois LEDs (um protótipo e um comercial LuxoMax). Os autores verificaram que a dureza do material obtida com o aparelho de LED disponível comercialmente (LuxoMax) foi estatisticamente menor nas profundidades de 0,1; 1,0; 1,9 e 3,1 mm, para todos os compósitos testados. A força de compressão foi maior utilizando os aparelhos de luz halógena quando comparado com o LED LuxoMax.

Besnault et al. (2003) avaliaram as propriedades mecânicas (dureza e força flexural) de três resinas compostas quando fotoativadas utilizando um aparelho de LED e um de luz halógena. As resinas utilizadas foram Tetric Ceram, Charisma e Z 100. O tempo de exposição de luz foi de 40 s, 6 s, 12 s e 39 s. Na avaliação de topo, no tempo padrão de 40 s, a Tetric Ceram foi a única que apresentou valores maiores quando polimerizada com luz halógena, as outras não apresentaram diferenças estatísticas. Na avaliação da dureza, independente do material utilizado, não houve diferenças estatísticas em relação a fonte de luz utilizada. Quando analisada a força flexural, não houve diferença estatística.

Bosquirolli (2003) avaliou a resistência à tração de uma resina composta fotopolimerizada por diferentes fontes de luz e por diferentes tempos de ativação. Deste

modo, utilizou um aparelho de luz halógena (670 mW/cm^2) e um de LED (130 mW/cm^2). A resina composta utilizada foi a Z 250, cores A1 e A4, obtendo-se espécimes de 2 mm de espessura. O tempo de exposição foi de 20 e 40 segundos para A1 e 40 e 80 para A4 com ambos aparelhos de luzes. Dez minutos após a obtenção os espécimes foi realizado o ensaio de tração. O autor conclui que o aparelho de LED foi tão efetivo na polimerização da resina composta quanto o de luz halógena. O aumento do tempo de polimerização não exerceu influência na resistência à tração da resina, independente do tipo de aparelho de luz. A resistência à tração para a resina Z 250 nas cores A1 e A4 não foi afetada pela variação do tempo de polimerização e pela fonte de luz.

Gonçalves (2003) avaliou a dureza em diferentes profundidades de resina composta fotoativada com aparelhos à base de luz emitida por diodo (LED) e concluiu que esses aparelhos estão em estágio de evolução e afirmação, vindo a substituir os aparelhos de luz halógena.

Price, Felix e Andreous (2003) compararam a segunda geração de LED com a um aparelho de luz halógena na fotoativação de resinas compostas. Dez resinas compostas foram fotoativadas por 20 e 40 segundos com LED e 40 segundos com lâmpada halógena. A dureza Knoop foi avaliada no topo e na base da amostra 15 minutos 24 horas após a ativação. Após 24 horas, a fotoativação com LED por 20 segundos polimerizou cinco resinas das dez utilizadas tão bem quanto a luz halógena no tempo de 40 segundos. Quando o LED foi usado por 40 segundos também, houve polimerização de seis resinas tão bem quanto a luz halógena.

Soh, Yap e Siow (2003) compararam a efetividade da polimerização de resinas utilizando dois aparelhos de LED e três de luz halógena (alta intensidade, muito alta intensidade e padrão). Os autores concluíram que a efetividade da polimerização com LED depende do tipo de resina utilizada. A dureza no topo e na base das amostras fotoativadas com LED foi significativamente menor que quando utilizado a luz halógena convencional. A efetividade da polimerização da luz halógena de alta intensidade foi significativamente maior que da luz halógena convencional. A efetividade da polimerização da luz halógena de muito alta intensidade foi comparável ao da luz halógena convencional.

Uhl, Mills e Jandt (2003a) analisaram a dureza em relação à profundidade quando resinas são fotoativadas com luz halógena ou com LED e o tempo necessário para efetuar a polimerização. Os autores verificaram que a polimerização em termos de

profundidade foi estatisticamente maior utilizando o aparelho de luz halógena do que o aparelho de LED em todas as resinas utilizadas. A polimerização da profundidade em função do tempo revelou que a luz halógena requer menos tempo de exposição.

Uhl, Mills e Jandt (2003b) analisaram a temperatura liberada em três diferentes compósitos com duas cores diferentes (A2 e A4) fotoativadas com luz halógena e com LED. Os autores verificaram que em todos os compósitos polimerizados com luz halógena houve uma maior temperatura do que quando utilizado o aparelho de LED. Em relação às cores utilizadas, na resina clara (A2) a temperatura foi maior do que a de cor escura (A4), quando utilizado um aparelho de LED, e quando utilizado um aparelho de luz halógena observou-se o contrário. A polimerização da profundidade em função do tempo revelou que a luz halógena requer menos tempo de exposição. Em geral, os autores concluíram que os aparelhos de LED são uma alternativa viável em relação aos de luz halógena, pois há um menor produção de calor nos materiais utilizados.

Uhl et al. (2004) analisaram o efeito pós-polimerização com LED e luz halógena de diferentes compósitos, para averiguar se as propriedades mecânicas (dureza) sofrem alteração devido à fonte de luz utilizada, ou é um processo que pode ocorrer após um tempo efetuada a polimerização. A dureza Knoop foi mensurada logo após o processo de polimerização e após cinco dias de armazenamento. A carga utilizada para se efetuar a indentação foi variada (200 – 400 g) para verificar a influência da carga utilizada na mensuração da dureza. Os autores verificaram em geral que a dureza após cinco dias foi maior nas amostras fotoativadas com LED. Quando se utilizou carga de 400g, a dureza foi maior para todos os compósitos após ativação e cinco dias de armazenamento, tanto utilizando luz halógena como o LED. Em geral, os autores concluíram que o efeito pós-polimerização não ocasiona mudanças nas propriedades mecânicas dos materiais quando se utilizam aparelhos de LED como foram verificados em estudos anteriores. Em relação à carga utilizada na mensuração da dureza, há uma influência estatisticamente significativa.

Uhl, Sigusch e Jandt. (2004) analisaram a dureza Knoop e a profundidade (penetrômetro) após a polimerização de três resinas (Z100, Admira e Revolcin flow) utilizando um aparelho de LED de alta potência (segunda geração) com 901 mW/cm^2 e comparou com uma aparelho de luz halógena (860 mW/cm^2). O tempo de polimerização foi de 40 segundos. Os resultados mostraram que para a análise de profundidade o LED foi mais efetivo que o de luz halógena. No entanto, analisando a

dureza no topo e base das resinas Z100 e Admira, não diferença estatística para ambos os aparelhos. Já a resina flow apresentou menor dureza quando polimerizada com LED.

Tsai, Meyers e Walsh (2004) examinaram a polimerização em profundidade e a dureza de superfície em uma resina composta híbrida (cor B1, A3 e C4) quando utilizados três aparelhos de LED e compararam com dois aparelhos de luz halógena. Os resultados mostraram que em termos de polimerização em profundidade, os dois aparelhos de luz halógena obtiveram os melhores resultados. Os três LEDs apresentaram performance similares entre os parâmetros analisados. Em termos de cor, o LED apresentou maior polimerização em profundidade com a resina A3, enquanto os de luz halógena apresentaram maiores resultados com a resina C4. Em relação à dureza de superfície não houve diferenças estatísticas em relação às fontes de luz, entretanto, abaixo da superfície a dureza apresentou redução quando utilizado o LED.

Bala, Olmez e Kalayci (2005) compararam o efeito dos aparelhos de luz halógena e de LED no grau de conversão de diferentes resinas compostas. Os valores do grau de conversão das resinas compostas fotoativadas com LED foram maiores que a luz halógena. Os autores concluíram que o LED utilizado neste estudo foi clinicamente satisfatório e apresentou irradiação suficiente para polimerizar as resinas testadas em um tempo de 40 segundos.

Oberholzer, Preez e Kidd (2005) avaliaram o potencial de polimerização, microinfiltração, força de união e dureza de superfície da resina composta utilizando LED comparado à luz halógena. Os resultados mostraram que para a análise de microinfiltração não houve diferença estatística entre a resina polimerizada com as diferentes fontes de luz. Em relação à dureza, a fonte de luz do LED apresentou valores menores do que a luz halógena. Em relação à força de união, a resina polimerizada com luz halógena apresentou resultados significativamente maiores em comparação ao LED.

Uhl et al. (2005) avaliaram se há uma diferença estatística na contração de polimerização da resina quanto ao volume quando utilizado o LED. A contração em volume foi determinada após 5, 10, 20 e 40 s. A contração linear foi determinada com a análise mecânica para resinas Z100, Spectrum, Solitaire, e Definite, fotoativadas com uma luz halógena e dois LEDs. Os resultados mostraram que não houve diferenças nas contrações dos compósitos quando se utilizou LED ao invés de luz halógena. Os compósitos contendo somente a canforoquinona como fotoiniciador mostraram comportamentos similares com LED ou halógena em relação à contração de polimerização.

2.2 Resinas Compostas

As resinas compostas atuais são muito melhores do que as desenvolvidas a quatro décadas atrás, embora sua composição tenha variado pouco. Na década de 60, as resinas compostas já eram constituídas por uma fase orgânica à base de Bis-GMA e UDMA, unida através do silano às partículas inorgânicas de quartzo. Embora a fase orgânica tenha sido responsável pelas propriedades negativas das resinas compostas, como contração de polimerização, sorção de água, alto coeficiente de expansão térmica linear e desgaste, só recentemente ela vem sendo modificada.

O Bis-GMA tem quase meio século de existência e continua a ser usado apesar de vários inconvenientes, por exemplo, a sua molécula apresenta um centro rígido pela presença de dois anéis benzênicos ou aromáticos que impedem o livre movimento dos dois grupos acrílicos existentes na extremidade da cadeia (GARONE NETTO et al., 2003). Esta rigidez tem duas conseqüências: a resina é muito viscosa para ser utilizada e requer um comonômero, geralmente o trietilenoglicol dimetacrilato (TEG DMA) para ajustar a viscosidade; a molécula fica incapaz de sofrer rotação e, portanto, de participar efetivamente durante a polimerização. Como resultado, somente um grupo metacrilato é reativo, enquanto o outro fica menos ativo e apenas ocasionalmente consegue estabelecer uma polimerização cruzada (cross link) com a molécula adjacente inerte. Isto leva a um baixo grau de conversão (deixando monômeros sem reação), criando polímeros de baixo peso molecular, isto é, oligômeros (GARONE NETTO et al., 2003). Esses dois anéis benzênicos não são encontrados no reino animal ou vegetal, levando a uma falta de biocompatibilidade, portanto as enzimas do organismo não os reconhecem gerando respostas citotóxicas e efeitos mutagênicos e carcinogênicos. Quanto maior a quantidade de monômeros livres, maior será a toxicidade, além disso, o TEG DMA também é citotóxico, e por estes motivos, é que os monômeros não devem entrar em contato com a polpa (GARONE NETTO et al., 2003).

Na composição original as partículas de quartzo foram escolhidas como fase inorgânica por serem quimicamente inertes e apresentarem um ótimo índice de refração. Entretanto, essas partículas de quartzo apresentavam tamanho muito grande, o que favorecia uma maior abrasão, além disso, sua alta dureza Knoop dificultava o polimento e não eram radiopacas.

A partir de 1995 o mercado odontológico viu surgir novas resinas compostas, com alterações em suas fases orgânicas e inorgânicas, com o intuito de melhorar o grau de conversão, de contração de polimerização e os aspectos estéticos.

As resinas compostas de alta viscosidade seria o nome mais apropriado para essa nova classe de resina composta que surgiu a partir de 1997. Talvez os nomes resinas compostas condensáveis ou resinas compostas acomodáveis fossem menos impróprios do que resinas compostas compactáveis, como é mais conhecida. Estas resinas foram criadas com a intenção de facilitar a obtenção da relação de contato em cavidades de Classe II e permitir que a inserção fosse igual a do amálgama, isto é, pela condensação. Clinicamente com nenhuma resina compactável é possível realizar uma condensação à cavidade como ocorre com o amálgama. O que se faz é uma acomodação ou uma compactação quando comparadas às resinas compostas do tipo convencionais (SÖDERHOLM, 1985).

Esses tipos de resinas apresentam um alto conteúdo de partículas inorgânicas, acima de 80% em volume, isso aumenta sensivelmente sua viscosidade. Essa fase inorgânica é constituída por fibras ou partículas porosas irregulares para promover um travamento entre as mesmas e para conferir sensação de condensabilidade ao material. Segundo os fabricantes, com as resinas compactáveis é possível alcançar uma média de 4 a 5mm de profundidade de polimerização, são radiopacas e apresentam alta resistência à abrasão apresentando apenas 3,5 µm de desgaste ao ano. Outra propriedade positiva é uma baixa contração de polimerização, em torno de 2,3% (PALUCCI; VIÑHA, 1993). A consistência das resinas compostas compactáveis facilita a obtenção da relação de contato, e após a inserção da última camada é possível realizar a escultura oclusal por acomodação da resina que não escoar (PALUCCI; VIÑHA, 1993).

As resinas compostas de baixa viscosidade ou de alto escoamento são conhecidas como “Flowable Composites” e o marketing popularizou-as como resinas composta “Flow”. Estas são micro-híbridas com 37 a 60% em volume de partículas inorgânicas, são radiopacas, geralmente contêm flúor em sua composição e são apresentadas em seringas com agulhas para facilitar sua aplicação. Como desvantagens apresentam menor resistência à abrasão, maior contração de polimerização, baixa liberação de flúor, são pegajosas e não há pesquisas clínicas suficientes para comprovar suas qualidades (GARONE NETTO et al., 2003).

Devido à sua alta fluidez a resina composta “Flow” é a mais indicada para restaurações de cavidades conservadoras. Trata-se de um material muito versátil e que

auxilia na adaptação das restaurações ao dente, principalmente quando aplicado antes de uma resina composta de maior viscosidade, embora esteja indicada como primeira camada em restaurações (YOUSSEF, 1999).

Estas resinas podem ser fotoativadas, quimicamente ativadas ou “Dual” (ambas ativações). No entanto, as resinas compostas fotoativadas apresentam menor infiltração marginal. As resinas compostas “Flow” quimicamente ativadas e as do tipo “Dual” necessitam ser espatuladas e podem ser inseridas com seringas apropriadas. Mesmo entre as resinas “Flow” podemos notar diferenças de viscosidade, podendo classificá-las de baixa, média e alta viscosidade (GARONE NETTO et al., 2003).

A resina do tipo flow quando comparada à resina convencional (híbrida), em restaurações de classe II e III, mostrou que em termos de microinfiltração marginal, a utilização da resina flow não apresentou diferença estatística em relação à híbrida (MIRANDA JR. et al., 1999; CHUANG; LIU; JIN, 2000; SOARES et al., 2000).

No entanto, quando a resina flow foi utilizada como liner, observou-se melhor selamento marginal nas restaurações (TUNG; ESTEFAN; HSIEH, 2000; BATITUCCI et al., 2000).

Gomes et al. (2002) analisaram in vitro a microinfiltração marginal em cavidades de classe II, confeccionadas nas faces mesial e distal de pré-molares humanos, recém-extraídos, restaurados com resina composta de alta densidade Fill Magic (Vigodent), utilizando uma resina composta de alta densidade Fill Magic Flow (Vigodent), como liner em esmalte e dentina. A utilização de resina “flow” como “liner” não alterou de forma estatisticamente significativa os graus de microinfiltração marginal.

Lee, Son e Um (2003) analisaram as propriedades de cinco resinas “flow”, duas convencionais híbridas e duas resinas compostas compactáveis. A viscosidade das resinas “flow” foi menor que a híbrida. A viscosidade das resinas compactáveis foi maior que híbrida. Os autores concluíram que a viscosidade dos compósitos da mesma classe é significativamente diferente entre as marcas existentes no mercado, influenciando nas características do material.

Frente a divergência dos trabalhos apresentados verificamos a necessidade de um estudo mais aprofundado comparando a fonte de luz halógena com o LED.

3 Proposição

O objetivo deste estudo foi avaliar a microdureza superficial em dois tipos de resinas compostas, uma compactável ou de alta viscosidade e uma “flow” ou de baixa viscosidade, utilizando-se uma fonte de luz halógena e outra à base de diodo emissor de luz (LED).

4 Material e Método

4.1 Delineamento Experimental

Foram utilizados dois tipos de resinas compostas: Resina composta compactável ou de alta viscosidade (Tetric Ceram) e resina composta de baixa viscosidade ou de alto escoamento (Tetric Flow). Foram confeccionados quarenta corpos de prova (vinte com Tetric Ceram e vinte com Tetric Flow). Os corpos de prova foram fotoativados com um aparelho de luz halógena e outro de diodo emissor de luz (LED). Os resultados foram obtidos através da análise dos valores de microdureza Vickers (VHN) nas regiões de topo e base dos corpos de prova.

4.2 Materiais Utilizados

Para determinar a microdureza das resinas compostas fotoativadas em função do tipo de fonte de luz, utilizou-se uma resina composta Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent) (Figura 1 a) e Tetric Flow (Ivoclar Vivadent) (Figura 1 b). A cor selecionada (A2) foi a mesma para as duas resinas compostas testadas. A composição química, tempo de polimerização 40 s, preconizado pelo fabricante e demais informações sobre os produtos encontram-se na Tabela 1.

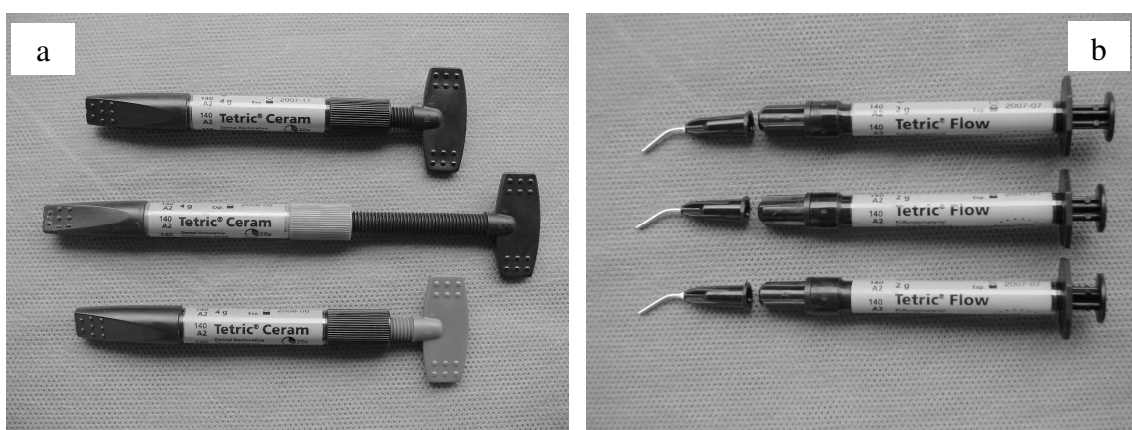


Figura 1 - Resinas compostas: (a) Tetric Ceram; (b) Tetric Flow

Tabela 1 – Características das resinas compostas utilizadas

Produto	Cor	Nº Lote	TF (s) *	% peso de carga	% vol de carga	Partículas (µm) **
Tetric Ceram	A2	CM-8175	40	79	60	0,7
Tetric Flow	A2	FL-9494	40	68,1	43,8	0,7

* Tempo de fotopolimerização em segundos

** Tamanho médio das partículas em micrômetros

Para a fotoativação das resinas compostas foi utilizado um aparelho de luz halógena Ultralux EL (Dabi-Atlante) com intensidade de luz 622 mW/cm^2 (Figura 2 a) e outro de diodo emissor de luz (LED) Ultraled XP (Dabi-Atlante) com intensidade de luz 477 mW/cm^2 (Figura 2 b). As especificações destes aparelhos encontram-se na Tabela 2. As intensidades de luz foram verificadas por um radiômetro comercial (Curing Light Meter), antes do uso dos aparelhos.



Figura 2 - Aparelhos fotopolimerizadores: (a) Ultralux EL; (b) Ultraled XP

Tabela 2 - Especificações técnicas dos aparelhos fotopolimerizadores

Especificações Técnicas	ULTRALUX EL	ULTRALED XP
Voltagem	Comutação Automática 100 a 240 VCA	Comutação Automática 100 a 240 VCA
Consumo	84 VA	15 VA
Altura	210 mm	180 mm
Largura	162 mm	154 mm
Peso	1,40 Kg	0,91 Kg
Comprimento	223 mm	230 mm
Intensidade de Luz (mW/ cm ²)	622	477
Comprimento de onda	500 nm	460 nm

4.3 Confeção dos Corpos de Prova

Para obtenção dos corpos de prova (n=40) foi confeccionada uma matriz de teflon bipartida de formato retangular de cor clara, com espessura de 6,0 mm e perfuração central de 5x5 mm (Figura 3). A matriz foi posicionada sobre uma placa de vidro e entre ambas foi posicionada uma tira de poliéster.

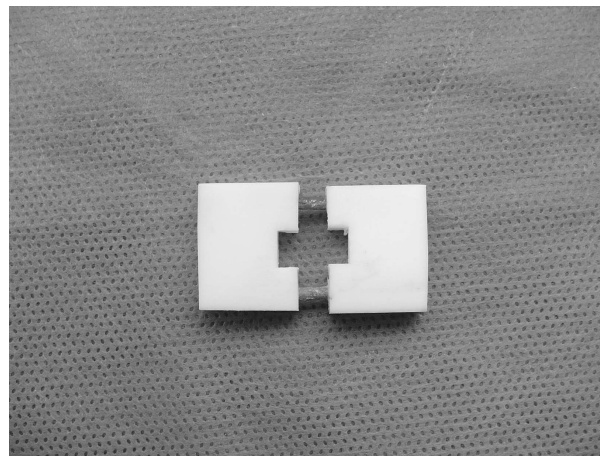


Figura 3 - Matriz bipartida de Teflon

A inserção da resina composta no interior da matriz de teflon foi realizada em três incrementos, totalizando uma altura de 6,0 mm. A distância da ponta fotoativadora foi padronizada para todos os incrementos, sendo ajustada na parte superior do orifício central da matriz de teflon. Primeiramente foi posicionada uma tira de poliéster entre a

matriz de teflon e a placa de vidro (Figura 4 A), afim de evitar o contato direto da resina com a placa de vidro. Em seguida foi colocado o primeiro incremento (Figura 4 B), que foi polimerizado por 40 segundos (Figura 4 C), posteriormente foi acomodado o segundo incremento (Figura 4 D), que também foi polimerizado no tempo de 40 segundos (Figura 4 E). E por fim, o terceiro e último incremento de resina composta (Figura 4 F), que foi acomodado cuidadosamente no interior da matriz, de modo que a altura correspondente ao corpo de prova não ficasse além ou aquém da altura de 6,0 mm da matriz. Uma tira de poliéster foi então adaptada na parte superior da matriz de teflon, a fim de melhorar a adaptação da resina no interior da matriz e evitar o contato direto entre a ponta do aparelho fotoativador com a resina composta. Imediatamente após, aplicou-se uma fonte de luz visível previamente selecionada, por um tempo de 40 segundos (Figura 4 G). Após esse tempo, o corpo de prova foi removido da matriz (Figura 4 H) e a região superior do corpo de prova foi designada de topo, enquanto a parte inferior foi denominada de base (Figura 4 I), as quais foram devidamente identificadas com caneta para retroprojeter, sendo padronizada cor distinta para cada região, permitindo desta maneira a análise referente a cada região. O armazenamento dos corpos de prova foi feito em ambiente úmido ao abrigo de luz em água destilada a 37° C durante 24 horas, até seguirem para as etapas de lixamento e polimento.

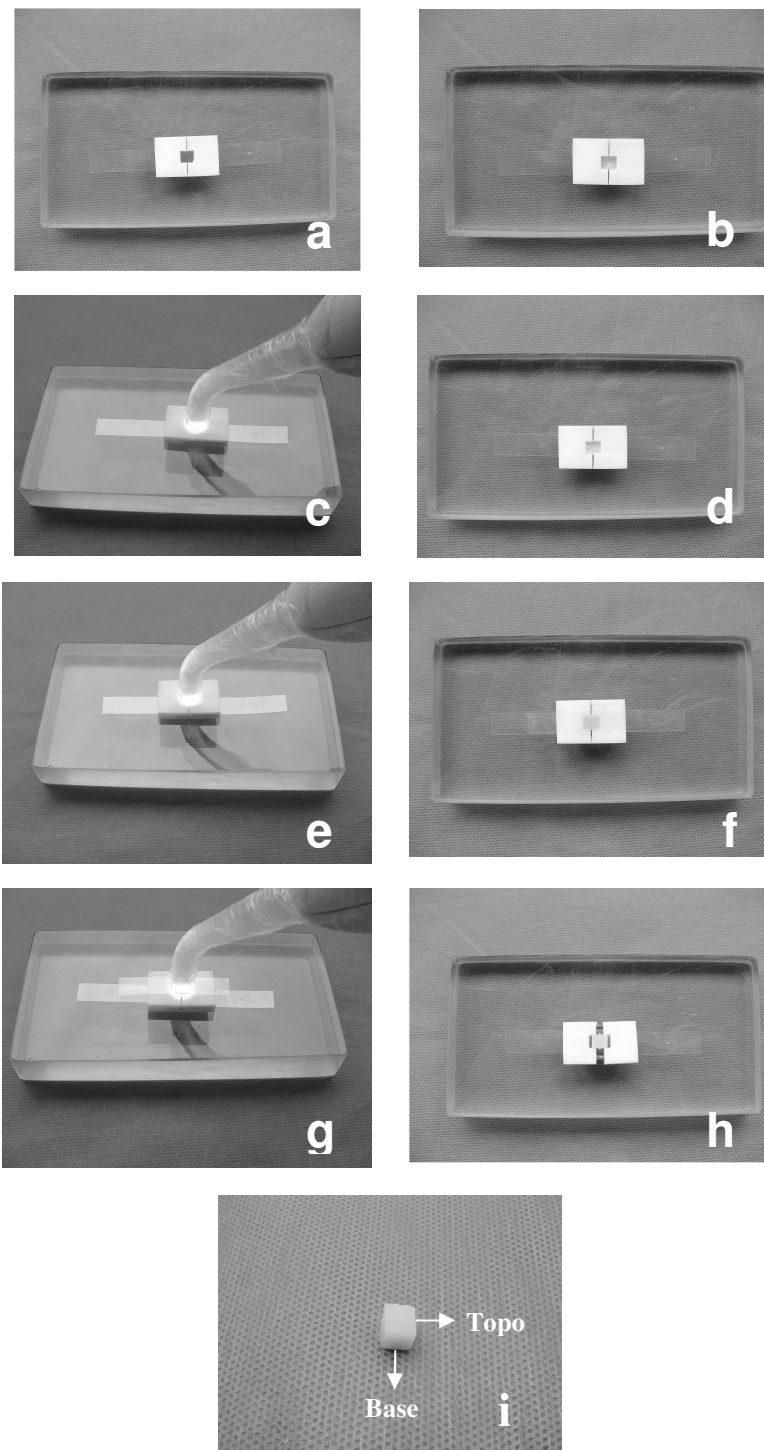


Figura 4 – Passos realizados para confecção dos corpos de prova: (a) Matriz de Teflon, tira de poliéster e Placa de vidro; (b) Primeiro incremento de resina; (c) Polimerização por 40 segundos; (d) Segundo incremento de resina; (e) Polimerização por 40 segundos; (f) Terceiro e último incremento de resina; (g) Polimerização por 40 segundos; (h) Remoção do corpo de prova da matriz; (i) Região de topo e de base do corpo de prova.

4.4 Grupos Experimentais

Quarenta corpos de prova foram divididos em quatro grupos de acordo com o tipo de resina composta e do aparelho fotopolimerizador utilizado, como mostra a tabela abaixo (Tabela 3).

Tabela 3 - Grupos experimentais que foram analisados

Grupos (n = 10)	Resina Composta	Aparelho Fotoativador
I	Tetric Ceram	Luz Halógena
II	Tetric Ceram	LED
III	Tetric Flow	Luz Halógena
IV	Tetric Flow	LED

4.5 Lixamento e Polimento

Os corpos de prova foram lixados e polidos, utilizando uma Politriz (DP-10 – Struers – Laboratório de Dentística, UNESP – São José dos Campos) (Figura 5), sob baixa rotação com irrigação constante de água. Para o lixamento inicialmente foi utilizada uma lixa de granulação 400, 600, 1200 e 4000, o tempo para cada lixa foi de aproximadamente 1 minuto, sendo determinado de acordo com o exame visual de cada amostra. Em seguida, o polimento foi realizado em baixa rotação, utilizando um disco de feltro com suspensão diamantada de 1,0 micra, o tempo também foi determinado de acordo com o exame visual de cada amostra. O armazenamento dos corpos de prova foi feito ao abrigo de luz em água destilada a 37° C durante 24 horas.



Figura 5 - Máquina de Politriz

4.6 Análise da Microdureza

Para análise de microdureza, foi utilizado um microdurômetro (Micromet 2003 – Buehler – Laboratório de Dentística, UNESP – São José dos Campos) (Figura 6), com penetrador tipo Vickers com carga estática de 50 gramas por 10 segundos. Foram realizadas três indentações separadas entre si por uma distância de 100 μm , em triplicata, resultando em nove indentações (Figura 7). As indentações foram feitas tanto no topo como na base de cada corpo de prova, resultando em 18 indentações em cada corpo de prova.



Figura 6 - Penetrador do tipo Vickers

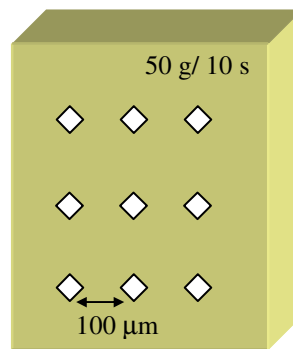


Figura 7 - Esquema das Indentações

4.7 Análise Estatística

Após a obtenção dos valores de microdureza de superfície, foram calculados as médias de cada grupo. A análise de variância (ANOVA) e o teste de Tukey foram usados para comparar a microdureza de superfície entre os diferentes grupos. O programa estatístico utilizado foi Origin Pro 7,5 ao nível de significância de 5%.

5 Resultados

Após a obtenção dos dados de microdureza Vickers (VHN) do topo e da base de todos os corpos de prova (n=40) dos diferentes grupos experimentais (Grupo I: Tetric Ceram Halógena; Grupo II: Tetric Ceram LED; Grupo III: Tetric Flow Halógena; Grupo IV: Tetric Flow LED), os resultados foram estatisticamente comparados em relação aos aparelhos fotopolimerizadores (Luz Halógena e LED) e aos materiais resinosos (Tetric Ceram e Tetric Flow) utilizados.

Em relação aos dois diferentes tipos de aparelhos fotopolimerizadores, os resultados mostraram diferenças estatísticas significantes ($p < 0,05$) entre os Grupos I e II, tanto na região de topo como de base, ou seja, a resina composta (Tetric Ceram) fotoativada com luz halógena apresentou valores de microdureza maiores do que quando fotoativada com LED (Tabela 4). Também houve diferença significativa ($p < 0,05$) entre os Grupos III e IV (resina composta Tetric Flow), mas apenas na região de base, no entanto, não houve diferença estatística ($p > 0,05$) na região de topo (Tabela 5).

Tabela 4 - Médias e desvios-padrão de microdureza (VHN) das regiões de topo e base da resina composta Tetric Ceram fotoativadas com Luz Halógena e LED

Grupos (n=10)	Resina Composta	Aparelho Fotoativador	VHN	
			Topo	Base
I	Tetric Ceram	Halógena	80,58 ± 5,56 a *	61,22 ± 6,79 a *
II	Tetric Ceram	LED	72,51 ± 7,34 b *	53,25 ± 4,80 b *

* Valores médios seguidos (**sentido vertical**) por letras minúsculas distintas diferem estatisticamente entre si ($p < 0,05$)

Tabela 5 - Médias e desvios-padrão de microdureza (VHN) das regiões de topo e base da resina composta Tetric Flow fotoativadas com Luz Halógena e LED

Grupos (n=10)	Resina Composta	Aparelho Fotoativador	VHN	
			Topo	Base
III	Tetric Flow	Halógena	46,67 ± 7,25 a	40,29 ± 5,25 a *
IV	Tetric Flow	LED	44,78 ± 7,07 a	36,99 ± 6,81 b *

* Valores médios seguidos (**sentido vertical**) por letras minúsculas distintas diferem estatisticamente entre si ($p < 0,05$)

A análise dos resultados em relação aos materiais resinosos (Tetric Ceram e Tetric Flow) mostrou diferenças estatísticas significantes ($p < 0,05$) entre os Grupos I e III, tanto na região de topo como de base, ou seja, os valores de microdureza foram maiores quando utilizada uma resina compactável (Tetric Ceram) em comparação à resina do tipo “flow” (Tetric Flow) fotoativadas com o mesmo tipo de luz (Halógena) (Tabela 6). Também houve diferença estatística ($p < 0,05$) entre os Grupos II e IV, onde os valores médios das regiões de topo e base da Tetric Ceram, também foram maiores em relação a Tetric Flow fotoativada com o mesmo tipo de luz (LED) (Tabela 7).

Tabela 6 - Médias e desvios-padrão de microdureza (VHN) das regiões de topo e base da resina composta Tetric Ceram e Tetric Flow fotoativadas com luz halógena

Grupos (n=10)	Resina Composta	Aparelho Fotoativador	VHN	
			Topo	Base
I	Tetric Ceram	Halógena	80,58 ± 5,56 a *	61,22 ± 6,79 a *
III	Tetric Flow	Halógena	46,67 ± 7,25 b *	40,29 ± 5,25 b *

* Valores médios seguidos (**sentido vertical**) por letras minúsculas distintas diferem estatisticamente entre si ($p < 0,05$)

Tabela 7 - Médias e desvios-padrão de microdureza (VHN) das regiões de topo e base da resina composta Tetric Flow e Tetric Ceram fotoativadas com LED

Grupos (n=10)	Resina Composta	Aparelho Fotoativador	VHN	
			Topo	Base
II	Tetric Ceram	LED	72,51 ± 7,34 a *	53,25 ± 4,80 a *
IV	Tetric Flow	LED	44,78 ± 7,07 b *	36,99 ± 6,81 b *

* Valores médios seguidos (**sentido vertical**) por letras minúsculas distintas diferem estatisticamente entre si ($p < 0,05$)

Quando se comparou o valor de microdureza das regiões de topo e base pertencentes ao mesmo grupo, a análise dos resultados revelou diferenças estatísticas ($p < 0,05$) nos Grupos I e II (Tabela 8). No entanto, não houve diferença estatística ($p > 0,05$) para o Grupo III e IV (Tabela 8). Todos os valores médios de microdureza foram maiores na região de topo comparado à região de base.

Tabela 8 - Médias e desvios-padrão de microdureza (VHN) das regiões de topo e base de resinas compostas (Tetric Ceram e Tetric Flow) fotoativadas (Luz halógena e LED)

Grupos (n=10)	Resina Composta	Aparelho Fotoativador	VHN	
			Topo	Base
I	Tetric Ceram	Halógena	80,58 ± 5,56 A *	61,22 ± 6,79 B *
II	Tetric Ceram	LED	72,51 ± 7,34 A *	53,25 ± 4,80 B *
III	Tetric Flow	Halógena	46,67 ± 7,25 A *	40,29 ± 5,25 A *
IV	Tetric Flow	LED	44,78 ± 7,07 A *	36,99 ± 6,81 A *

* Valores médios seguidos por letras maiúsculas distintas (**sentido horizontal**) diferem estatisticamente entre si ($p < 0,05$)

Quando os valores de microdureza são analisados em porcentagem (%), observa-se uma redução na região de base em relação ao topo pertencente ao mesmo grupo. Como há também uma redução entre os grupos experimentais tanto na região de topo como de base (Figura 8).

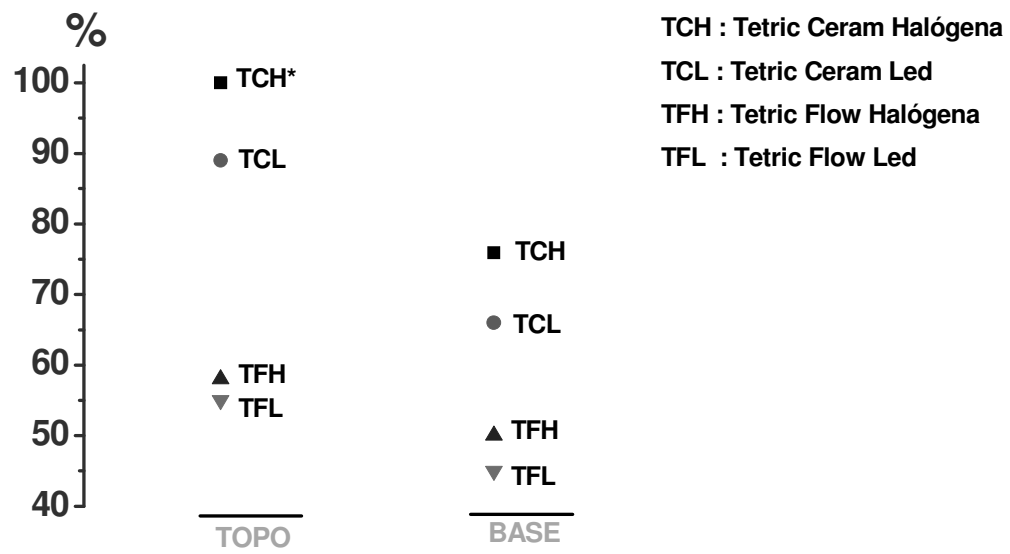


Figura 8 - Valores de microdureza em porcentagem (%), padronizados em relação ao valor médio da microdureza do topo de Tetric Ceram com Luz Halógena (TCH*), quanto ao tipo de resina composta, de fonte de luz e região do corpo de prova.

6 Discussão

A efetividade da polimerização da resina composta e o potencial de polimerização dos aparelhos fotopolimerizadores podem ser verificados direta ou indiretamente. Os métodos diretos de detecção do grau de conversão são estabelecidos por espectroscopia de infravermelho e espectroscopia de laser, os quais determinam a quantidade de conversão quimicamente. O método por laser possibilita a leitura da quantidade de grupos metacrilatos livres no material antes e após a exposição à luz. A espectroscopia por infravermelho, monitora a alteração de absorvância das ligações duplas de carbono nos estados polimerizados e não polimerizado do material resinoso. O grau de conversão, independente do método utilizado, é o teste mais sensível, no entanto apresenta elevado custo, dificuldade técnica e elevado tempo de execução (NAGEM FILHO, 2000).

Os métodos indiretos são os visuais e compreendem a metodologia por raspagem e testes de dureza (HARRINGTON; WILSON; SHORTALL, 1996). No teste de raspagem, o material é fotopolimerizado por um determinado intervalo de tempo, removido da matriz e a porção não polimerizada, a qual se encontra amolecida, é raspada com um instrumento cortante manual até encontrar resistência similar à superfície voltada para a fonte de luz. A porção remanescente é mensurada, resultando no valor da profundidade de polimerização. Apesar de ser um teste simples, não indica a qualidade da polimerização (YEARN; MACCLESFIELD, 1985). No teste de distinção óptica, por meio de estereomicroscopia detecta-se uma linha de diferente translucidez na superfície do corpo de prova, a qual demarca a diferença entre o material polimerizado e não polimerizado, fornecendo a profundidade de polimerização. Apesar de ser de fácil execução, os valores de profundidade de polimerização são superestimados e o seu uso é limitado (SEABRA, 2000).

O teste de dureza superficial tem sido um dos indicadores do grau de polimerização. Conforme Yearn e MacClesfield (1985), a dureza pode ser medida em intervalos de espaço ao longo do corpo de prova polimerizado. O teste de dureza mede a resistência de um material à penetração de um dispositivo colocado sobre a superfície do mesmo por um determinado período de tempo, deixando uma impressão (indentação). Os testes de dureza mais utilizados em Odontologia são os de macrodureza Brinell e Rockwell e de microdureza Vickers e Knoop. O teste de dureza para avaliação de profundidade de polimerização é o mais popular devido a sua

simplicidade e é o mais utilizado para investigar os fatores envolvidos na profundidade de polimerização. Com base nestas considerações a análise metodológica eleita para o presente estudo constituiu-se da microdureza Vickers, a qual se faz presente em diversos estudos (SANTOS et al., 2000; PEREIRA et al., 2001; QUANCE et al., 2001).

Na avaliação da profundidade de polimerização, é necessário que a matriz utilizada na confecção dos corpos de prova exerça mínima influência sobre a intensidade de luz que atinge o compósito, e que este se polimerize na dependência exclusiva de suas propriedades. A cor e/ou transparência dessas matrizes não deveriam induzir a diferença nos resultados finais. Os estudos têm utilizado matrizes à base de diferentes materiais e cores como teflon branco, preto, opaco e translúcido; poliacetato de coloração clara; resina acrílica quimicamente ativada; matriz plástica e metálica de aço de alumínio. De acordo com a literatura, as matrizes não são padronizadas quanto ao material, forma, tamanho e cor. Assim, a comparação de resultados obtidos por diferentes pesquisas torna-se difícil, já que as diferentes matrizes experimentais utilizadas podem levar à deformação dos valores finais. Pereira, Porto e Mendes (2001) descreveram que matrizes que permitem a passagem de luz, como as de teflon de cor clara ou translúcida, geram corpos de prova com a extremidade da porção polimerizada na forma côncava, caracterizando maior polimerização nas extremidades em contato com as paredes do molde, em função da transmissão de luz que, nas matrizes pretas opacas e metálicas, a forma assumida é convexa, indicando maior polimerização no centro e ausência de passagem de luz pelas laterais. Quance et al. (2001) concordaram com a importância do tipo de matriz para os estudos *in vitro*.

Neste estudo, optou-se pelo uso de uma matriz do tipo teflon branco, por corresponder de forma mais próxima à realidade clínica, visto que o dente apresenta características de translucidez que permitem a difusão da luz, como mostrado nos trabalhos de Fujibayashi et al. (1998) e Dunn e Bush (2002), ao contrário dos estudos de Rastelli (2002) e Pereira (1999), que usaram matrizes metálicas na avaliação da profundidade de polimerização. A matriz utilizada possuía uma profundidade de 6,0mm, isso possibilitou a confecção dos corpos de prova de forma incremental e a área correspondente ao orifício de 5 x 5mm da matriz, também possibilitou que toda a extensão do corpo de prova recebesse a transmissão de luz dos aparelhos fotopolimerizadores, uma vez que tanto a ponta do LED como do aparelho de luz halógena apresentavam diâmetro de 8,0mm; esta cobertura total é importante clinicamente para promover uma polimerização uniforme em toda a restauração.

Os resultados do presente estudo mostraram que os valores de microdureza foram estatisticamente maiores ($p < 0,05$) quando o mesmo tipo de resina composta (Tetric Ceram) foi fotoativada com luz halógena em relação a fotoativação com LED (Tabela 4), o mesmo resultado ocorreu para a região de base quando a resina composta Tetric Flow foi fotoativada (Tabela 5). De acordo com esses resultados, apesar das limitações dos estudos *in vitro*, podemos extrapolar que, clinicamente a polimerização desses materiais resinosos com aparelho de fotopolimerização à base de luz halógena seria mais eficiente. No entanto, vale ressaltar que a intensidade de luz do aparelho de luz halógena utilizado no presente estudo era de 622 mW/cm^2 , enquanto do LED era de 477 mW/cm^2 , este fator pode ter contribuído na obtenção dos melhores resultados quando utilizado o aparelho de luz halógena. Estes resultados estão de acordo com diversos estudos encontrados na literatura (JANDT et al., 2000; KURACHI et al., 2001; PRICE; FELIX; ANDREOUS, 2003; OBERHOLZER; PREEZ; KIDD, 2005; SOH; YAP; SIOW, 2003).

No entanto, outros estudos como de Fujibayashi et al. (1998), Mills, Jandt e Ashworth (1999) e Bala, Olmes e Kalayci (2005) mostraram que materiais resinosos fotoativados com LED apresentaram resultados estatisticamente melhores quando comparados com luz halógena. Enquanto os estudos de Medeiros (2001) e Uhl et al. (2004) encontraram valores de microdureza das resinas compostas testadas similares quando fotoativadas com luz halógena e LED. Diante desta discordância científica, é importante destacar, que a intensidade de luz dos aparelhos de luz halógena, apesar de geralmente ser maior que do LED, a intensidade de luz emitida não está diretamente relacionada com a polimerização da resina composta. Deve-se levar em conta o comprimento de onda (λ), os aparelhos de luz halógena precisam de filtros para limitar o comprimento de onda entre 400 e 500nm, pois para atingir o espectro de absorção da canforoquinona (CQ), o fotoiniciador mais freqüentemente utilizado nas resinas compostas, o pico de absorção deste fotoiniciador é de aproximadamente 468nm (COELHO SANTOS; SILVA e SOUZA; MONDELLI, 2002; TESHIMA et al., 2003). No presente estudo o comprimento de onda dos aparelhos de luz halógena e do LED eram de 500nm e 460nm, respectivamente, ou seja, apesar da intensidade da luz do aparelho de luz halógena ser maior (622 mW/cm^2) que o LED (477 mW/cm^2), o comprimento de onda do LED está mais próximo do espectro de absorção do fotoiniciador da resina composta, este aspecto, talvez possa explicar os diferentes resultados encontrados na literatura.

Os resultados das Tabelas 6 e 7 mostram que utilizando o mesmo tipo de fonte de luz e resinas compostas diferentes, os valores de microdureza foram estatisticamente maiores ($p > 0,05$) quando a Tetric Ceram foi empregada em relação a Tetric Flow. De acordo com esses resultados podemos observar que independente da fonte de luz, as resinas compostas utilizadas tiveram um comportamento diferente em termos de polimerização, isso pode estar relacionado à composição das resinas utilizadas, pois a resina composta compactável possui 60% em volume de partículas inorgânicas e baixa contração de polimerização, já a resina composta do tipo flow possui 40% em volume de partículas inorgânicas e maior contração de polimerização (GARONE NETTO et al., 2003). Os resultados estão de acordo com o estudo de Besnault et al. (2003) os quais avaliaram os valores de microdureza em corpos de prova confeccionados com Tetric Ceram e verificaram que independente da fonte de luz utilizada (halógena e LED), a microdureza da região de topo foi maior em relação a microdureza da região de base.

Para a confecção dos corpos de prova, a resina composta foi acondicionada na matriz em três incrementos de 2,0 mm cada, sendo portanto, fotoativada três vezes, a análise de microdureza foi feita tanto na região de topo quanto na região de base, este fator é importante pois se aproxima de uma situação clínica, onde a camada mais profunda de resina composta pode polimerizar-se diferentemente da camada mais superficial. De acordo com os resultados obtidos no presente estudo, quando as regiões de topo e base são comparadas em termos de valores de microdureza dentro do mesmo grupo (Tabela 8), os valores de microdureza das regiões de topo são sempre maiores em relação à base, este fato pode estar relacionado com a distância da ponta ativadora do fotopolimerizador em relação à última camada de resina composta, pois apesar do tempo de fotoativação ser o mesmo para cada incremento (40s), neste estudo a matriz confeccionada tinha 6,0mm de profundidade, ou seja, o primeiro incremento estava a uma distância da ponta ativadora do aparelho de aproximadamente 4,0mm e o segundo incremento a 2,0mm.

Em relação ao tempo de exposição da luz emitida, podemos verificar que Kurachi, Lizarelli e Bagnato (1999) utilizaram um aparelho à base de LED, e somente alcançaram valores satisfatórios de microdureza quando se empregou o tempo de 180s. No entanto, Rastelli (2002) comparando a fonte de luz emitida por diodo (LED) com outras fontes de luz (inclusive luz halógena), conseguiu a adequada polimerização da resina composta com o tempo de exposição de 60s, coincidindo com os resultados de

Quance et al. (2001). No presente estudo o tempo de exposição foi de 40s, pois é o tempo preconizado pelo fabricante, e optou-se por manter o tempo estipulado pelo fabricante, pois se trata de uma informação ao profissional clínico. Este fator é importante, pois podemos notar através dos resultados que os valores de microdureza foram maiores com a fotoativação de luz halógena, sendo que, talvez um tempo maior de exposição com o LED poderia alcançar valores similares ao da luz halógena, o que ainda também não está estabelecido na literatura.

De acordo com este estudo, pode-se dizer que os aparelhos à base LED, estão em estágio de evolução e afirmação, sendo provável que, num prazo relativamente curto possam vir a substituir os aparelhos de luz halógena já consagrados, devido a diversas vantagens apontadas anteriormente em relação aos aparelhos de LED, o que está de acordo com o observado por Mills, Jandt e Ashworth (1999); Jandt et al., (2000); Kurachi et al., (2001) e Rastelli (2002).

É de bom senso que os resultados obtidos neste estudo referentes a microdureza de resinas compostas fotopolimerizadas com aparelhos de luz halógena e com LED, não são unicamente suficientes para selecionar o tipo ideal de fonte de luz, outros fatores de comportamento clínico geral diferentes materiais resinosos, preparo cavitário e diferentes técnicas de restaurações aplicadas, devem ser levados em consideração. Apesar dos resultados obtidos encaminharem para uma melhor aplicabilidade e entendimento clínico, mais estudos a respeito devem enriquecer estas informações.

7 Conclusões

Com base nas condições experimentais deste estudo, podemos concluir que:

- Em relação ao tipo de fonte de luz utilizada, a fotoativação com luz halógena foi mais efetiva que a fotoativação com LED, independente do tipo de resina composta.
- Em relação ao tipo de resina composta utilizada, a resina composta Tetric Ceram obteve valores de microdureza melhores que a resina composta Tetric Flow.
- Em relação aos valores de microdureza das regiões de topo e base, a região de topo da resina composta Tetric Ceram polimerizou mais efetivamente que a região de base, independente do tipo de luz utilizada. E as regiões de topo e base da resina composta Tetric Flow não apresentaram diferenças em termos de polimerização.

Referências

BALA, O.; OLMEZ, A.; KALAYCI, S. Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites. **J Oral Rehabil**, v. 32, p. 134-40, 2005.

BARGHI, N.; BERRY, T.; HATTON, N. C. Evaluating intensity output of curing lights. **J Am Dent Assoc**, v. 125, n. 7-9, p. 992-996, 1994.

BATITTUCCI, M. et al. Microleakage control in class II resin restoration *in vitro* study. **J Dent Res**, v. 79, sp. iss., (Abstract 311), p. 182, 2000.

BESNAULT, C. et al. Effect of a LED versus halogen light cure polymerization on the curing characteristics of three composite resins. **Am J Dent**, v. 16, p. 323-28, 2003.

BOSQUIROLLI, V. **Avaliação da resistência à tração de uma resina composta fotopolimerizável em função de diferentes fontes de luz e tempos de ativação**. 2003. 107f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, Bauru, 2003.

BURTSCHER, P.; RHEINBERGER, V. Efficiency of LED lights in comparison to halogen lamps. **J Dent Res**, v. 81, p. A-486, 2002.

CARREIRA, A. J.; VIEIRA D. Intensidade de luz através da resina composta. **J Am Dent Assoc**, v. 5, n. 4, p. 245-51, 2002.

CHUANG, S. I.; LIU, J. K.; JIN, Y. T. Microleakage of class II composite restorations with flowable composite lining. **J Dent Res**, v. 79, sp. iss., p. 182, 2000.

COELHO SANTOS, M. G. M.; SILVA E SOUZA Jr., M. H.; MONDELLI, R. F. L. Novos conceitos relacionados a fotoativação das resinas compostas. **JBD: J Bras Dent Estet**, v. 1, n. 1, p. 14-21, 2002.

DUNN, W. J.; BUSH, A. C. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. **J Am Dent Assoc**, v. 133, p. 335-41, 2002.

FAN, P. L. et al. Curing-light intensity and depth of cure resin-based composites tested according to international standards. **J Am Dent Assoc**, v. 133, p. 429-434, 2002.

FRANCO, E. B.; LOPES L. G. Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos. **Biodonto**, v. 1, n. 2, p. 10-54, 2003.

FUJIBAYASHI, K. et al. Newly developed cure unit using blue light emitting diodes. **Dent Jpn**, v. 34, p. 49-53, 1998.

GARONE NETTO, N. et al. Introdução a dentística restauradora. In: GARONE NETTO, N. **Resinas compostas**. São Paulo: Santos, 2003. cap. 12. p. 219-236.

GOMES, J. C. et al. Análise in vitro da microinfiltração marginal em cavidades de classe II restauradas com resina composta de alta densidade utilizando uma resina “flow” como “liner” em esmalte e em dentina. **JBD: J Bras Dent Estet**, v. 1, n. 4. p. 269-301, 2002.

GONÇALVES, S. M. R. A. **Avaliação da dureza em diferentes profundidades de resina composta fotoativada com aparelhos à base de luz emitida por diodo**. 2003. 90f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Departamento de Odontologia, Universidade de Taubaté, Taubaté, 2003.

HARADA, K. M.; CAPUTO, A. A.; MITO R. Effect of light emitting diode curing on composite resin microleakage. **J Dent Res**, v. 81, 2002.

HARRINGTON, E.; WILSON, H. J.; SHORTALL, A. C. Light-activated restorative materials: a method of determining effective radiation times. **J Oral Rehabil**, v. 23, n. 3, p. 210-218, 1996.

JANA, B. C.; SANTOS, M.; CORRÊA, A. Influência da fotoativação por LED e luz halógena na resistência flexural de várias resinas compostas. **Pesqui Odontol Bras**, v. 16, p. 106, 2002.

JANDT, K. D. et al. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). **Dent Mater**, v.16, p. 41-47, 2000.

KURACHI, C.; LIZARELLI, R. F. Z.; BAGNATO, V. S. Avaliação da microdureza superficial da resina composta curada por LED 468nm. In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICA, 16.,1999, Águas de São Pedro. **Anais...** Águas de São Pedro: SBPqO, 1999, p. 181.

KURACHI, C. et al. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. **Dent Mater**, v. 17, p. 309-315, 2001.

LEONARD, D. L. et al. Polymerization efficiency of LED curing lights. **J Esthet Restorative Dent**, v. 14, p. 286-295, 2002.

LEE, I-B; SON, H-H; UM, C-M. Rheologic properties of flowable, conventional hybrid, and condensable composite resins. **Dent Mater**, v. 19, p. 298-307, 2003.

MEDEIROS, I. S. **Dispositivos LED para polimerização de resinas compostas dentais: comparação com outras fontes de luz**. 2001. 104f. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Física, Universidade de São Paulo; São Carlos, 2001.

MILLS R. W. Blue light emitting diodes- an alternative method of light curing? **Br Dent J**, v. 178, p. 169, 1995.

MILLS R. W.; JANDT, K. D.; ASHWORTH, S. H. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. **Br Dent J**, v. 186, p. 388-391, 1999.

MILLS R. W.; UHL, A.; JANDT, K. D. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). **Br Dent J**, v. 193, n. 8, p. 388-391, 2002.

MIRANDA JR., W. G. et al. Microleakage of condensable composite resins combined with a flowable composite. **J Dent Res**, v. 78, sp. iss., p. 306, 1999.

NAGEL R. Operation and diagnostic features of the VIP light. **Compend Contin Educ Dent**, v. 20, p. 55-9, 1999.

NAGEM FILHO, H. **Materiais dentários: resinas compostas**. 2. ed. Bauru: Produções Artes Gráficas, 2000. 84 p.

NOMOTO, R. Effect of light wavelength on polymerization of light cured resins. **Dent Mater**, v. 16, n. 1, p. 60-73, 1997.

OBERHOLZER, T. G.; PREEZ, I. C. D.; KIDD, M. Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. **Biomater**, v. 26, p. 3981-86, 2005.

PALUCCI, M. A.; VIÑHA, D. Polimento de resinas compostas para posteriores. **Rev Bras Odontol**, v. 50, p. 26-31, 1993.

PEREIRA, S. K. et al. Intensidade de luz e profundidade de polimerização de aparelhos fotoativadores. **Rev Assoc Paul Cir Dent**, v. 51, n. 3, p. 257-260, 1997.

PEREIRA, S. K. **Resina composta fotopolimerizável. Avaliação da dureza superficial em função de:** cor, tempo de exposição, intensidade de luz e profundidade do material. 1999. 216f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia, UNESP, Araraquara, 1999.

PEREIRA, S. K.; PORTO C. L.; MENDES, A. J. D. Efeitos de diferentes sistemas de fotoativação na dureza superficial da resina composta. **JBC: J Bras Clin Estet Odontol**, v. 5, n. 26, p. 156-161, 2001.

PRICE, R. B. T.; FELIX, C. A.; ANDREOUS, P. Evaluation of a second-generation LED curing light. **J Can Dent Assoc**, v. 69, n. 10, p. 666-666i, 2003.

QUANCE, S. C. et al. Effect of exposure intensity and post-cure temperature storage on hardness of contemporary photo-activated composites. **J Dent**, v. 29, p. 553-560, 2001.

RASTELLI, A. N. S. **Avaliação da profundidade de polimerização de uma resina composta, pela técnica trans-dental, utilizando-se três diferentes fontes de luz:** halógena, laser de argônio e LEDs. 2002. 216f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Araraquara: Faculdade de Odontologia, UNESP, Araraquara, 2002.

RUEGGEBERG, F. A.; CAUGHMAN, W. F.; CURTIS JR., J. W. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. **Oper Dent**, v. 19, n. 1, p. 26-32, 1994.

RUEGGEBERG, F. A. Contemporary issues in photo curing. **Compend Contin Educ Dent**, v. 20, n. 1, p. 4-15, 1999.

SANTOS, L. A. et al. Microdureza de resina composta: efeito de aparelhos e tempos de polimerização em diferentes profundidades. **Pesqui Odontol Bras**, v. 14, n. 1, p. 65-70, 2000.

SEABRA, B. G. **Avaliação da profundidade de polimerização de resinas compostas “condensáveis” em função do tempo de exposição à luz e da interferência do esmalte dentário.** 2000. 96f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, Bauru, 2000.

SHORTALL, A. C.; HARRINGTON, E. Effect of light intensity on polymerization of three composite resins. **Eur J Prosthodont Restorative Dent**, v. 4, n. 2, p. 71-6, 1996.

SOARES, A. B. et al. Marginal leakage of cavities restorative with composites of different viscosities. **J Dent Res**, v. 79, sp. iss., p. 182, 2000.

SOH, A.; YAP, A. U. J.; SIOW, K. S. Effectiveness of composite cure associated with different curing models of LED lights. **Oper Dent**, v. 28, n. 4, p. 371-77, 2003.

SÖDERHOLM, K. J. M. Filler systems and resin interface. In: **Posterior composite resin dental restorative materials.** St. Paul: Mining, 1995, p. 139-69.

STAHL, F. et al. Light-emitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potential. **Biomater**, v. 21, p. 1379-85, 2000.

SWIFT, Jr. E. J. Visible light-curing. **J Esthet Restorative Dent**, n. 1, p. 16-17, 2002.

TESHIMA, W. et al. Study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. **Biomater**, v. 24, n. 12, p. 2097-2103, 2003.

TSAI, P. C. L.; MEYERS, I. A.; WALSH, L. J. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. **Dent Mater**, v. 20, p. 364-69, 2004.

TUNG, F.; ESTEFAN, D.; HSIEH, W. *In vitro* microleakage study of a condensable and flowable composite. **J Dent Res**, v. 79, p. 183, 2000.

TYAS, M. J.; JONES, D. W.; RIZKALLA, A. S. The evaluation of resin composite consistency. **Dent Mater**, v. 14, p. 424-428, 1998.

UHL, A. et al. Knoop hardness depth profiles and compressive strength of selected dental composites polymerized with halogen and LED light curing technologies. **J Biomed Mater Res**, v. 63, p. 729-38, 2002.

UHL, A.; MILLS, R. W.; JANDT K. D. Polymeraization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. **Biomater**, v. 24, p. 1809-20, 2003 a.

UHL, A.; MILLS, R. W.; JANDT K. D. Polymeraization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. **Biomater**, v. 26, p. 91-104, 2003 b.

UHL, A. et al. The influence of storage and indenter load on the knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen technologies. **Dent Mater**, v. 20, p. 21-28, 2004.

UHL, A.; SIGUSCH, B. W.; JANDT K. D. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. **Dent Mater**, v. 20, p. 80-7, 2004.

UHL, A. et al. Time dependence of composite shrinkage using halogen and LED light curing. **Dent Mater**, v. 21, p. 278-286, 2005.

YAP, A. U. J.; SENEVIRATNE, C. Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. **Oper Dent**, v. 26, p. 460-66, 2001.

YEARN, J. A.; MACCLESFIELD, U. K. Factors affecting cure of visible light activated composites. **Int Dent J**, v. 35, n. 3, p. 218-225, 1985.

YOUSSEF, M. N. Quais seriam as vantagens do uso das resinas tipo flow nas caixas proximais das restaurações diretas de resina composta em dentes posteriores? **Rev Assoc Paul Cir Dent**, v. 53, p. 313, 1999.

ANEXO A – ANOVA dos 4 grupos

[26/10/05 14:53 "/data1" (2453669)]

a = tetric ceram halógena c = tetric flow halógena
 b = tetric ceram led d = tetric flow led.

one-way anova

summary statistics

dataset	n	mean	sd	se
data1_a	180	70,89944	11,50736	0,85771
data1_b	180	62,87611	11,47064	0,85497
data1_c	180	43,48056	7,07829	0,52758
data1_d	180	40,88389	7,94681	0,59232

null hypothesis: the means of all selected datasets are equal

alternative hypothesis: the means of one or more selected datasets are different

anova

source	dof	sum of squares	mean square	f value	p value
model	3	116266,096	38755,3652	410,92640	0
error	716	67527,5224	94,3121822		

at the 0,05 level, the population means are significantly different.

means comparison using tukey test

dataset	mean	difference	simultaneous		
significant between	confidence intervals	means	at 0,05		
data1_a	70,89944		lower limit	upper limit	level
data1_b	62,87611	8,02333	5,38729	10,65938	yes
data1_c	43,48056	27,41889	24,78284	30,05493	yes
data1_d	40,88389	30,01556	27,37951	32,6516	yes
data1_b	62,87611				
data1_c	43,48056	19,39556	16,75951	22,0316	yes
data1_d	40,88389	21,99222	19,35618	24,62827	yes
data1_c	43,48056				
data1_d	40,88389	2,59667	-0,03938	5,23271	no

ANEXO B – Tabelas estatísticas

TABELA A...Valores médios e desvio padrão de microdureza de 40 blocos de resinas compostas, fotoativadas com luz halógena e LED, segundo regiões do topo para a base e da base para o topo. Para cada região foram obtidas triplicatas (ver anexo...) de valores de microdureza

Resina	Tetric Ceram						Tetric Flow					
	Halógena			LED			Halógena			LED		
Radiação	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
Regiões Topo	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
Média	80,5	82,1	79,1	70,0	73,7	73,8	45,5	50,3	44,2	44,8	45,6	43,9
Desvio padrão	5,9	6,3	4,0	6,0	6,6	8,8	6,9	7,7	5,8	7,4	7,2	6,7
Regiões Base	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
Média	61,7	59,1	62,8	52,9	51,9	55,0	40,0	39,4	41,4	38,6	37,0	35,3
Desvio padrão	5,9	7,4	6,6	3,2	6,4	3,8	6,8	4,6	4,0	7,6	6,5	6,0

TABELA B Média, 1º quartil (25%), 2º quartil (50% = mediana), 3º quartil (75%), valor máximo e valor mínimo de microdureza (n = 180), obtidos de 40 blocos de resinas compostas, sob luz halógena e luz LED

Resina	luz	média	desvio padrão	1º quartil	mediana	3º quartil	A*	máximo	mínimo
Tetric	Halógena	71,5	11,5	61,8	71,6	80,6	18,8	98,9	43,1
Ceram	LED	60,0	11,5	53,8	60,0	72,8	19,0	89,1	40,4
Tetric	Halógena	43,8	7,1	39,4	43,8	47,5	8,1	68,3	26,9
Flow	LED	40,5	7,9	34,3	40,5	45,8	11,5	63,0	20,1

*A = Amplitude interquartil

TABELA...Valores de Coeficiente de Variação (CV), em %, referentes a tabela A

Resina	Tetric Ceram						Tetric Flow					
	Halógena			LED			Halógena			LED		
Radiação	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
Regiões Topo	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
	7,3	7,7	5,1	8,6	8,9	11,9	15,2	15,3	13,1	16,5	15,8	15,3
Regiões Base	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
	9,6	12,5	10,5	6,0	12,3	6,9	17,0	11,7	9,7	19,7	17,6	17,0

ANEXO C - Distribuição em quartis de valores de microdureza

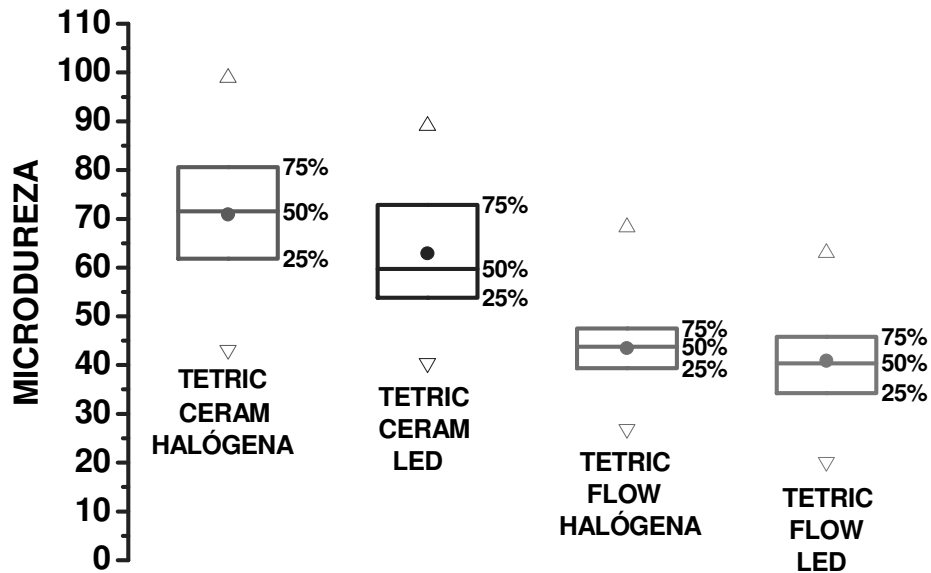


FIGURA - Distribuição em quartis de valores de microdureza. Cada grupo amostral constituído de 10 blocos de resina composta (Tetric Seram Halógena, Tetric Seram Led, Tetric Flow Halógena e Tetric Flow Led), representa 180 medidas de microdureza distribuídos no 1^o quartil (25%), 2^o quartil (50% mediana) e 3^o quartil (75%), respectivamente. Os valores de microdureza correspondentes à amplitude interquartil de 25% a 75%, refletem a variabilidade amostral

• média amostral; Δ valor máximo da amostra; ∇ valor mínimo da amostra.

ANEXO D – Tetric ceram

Tetric® Ceram

Advanced Composite Technology

Instruções de Uso

Descrição

Tetric Ceram é um compósito híbrido de partículas finas, radiopaco e fotopolimerizável para restaurações dentais.

Tetric Ceram está baseado na tecnologia ACT (Advanced Composite Technology) e polimeriza com luz de comprimento de onda entre 400 e 500 nanômetros (luz azul).

Cores

Tetric Ceram é fornecido nas seguintes cores:

Chromascop A–D Cores

Cores de Esmalte

110 A1

120 C1

130 B2

140 A2

210 A3

230 A3.5

310 B3

340 A4

410 D3

430 C2

510 C3

Cores de Dentina

130 B2

230 A3,5

340 A4

Cores com ação descorante

010 Bleach XL

020 Bleach L

030 Bleach I

040 Bleach M

Cor Incisal altamente transparente

T (Transparente)

Composição

A matriz de monômero é composta por Bis-GMA, dimetacrilato de uretano e trietilenoglicol dimetacrilato (20,2 % em peso). A carga inorgânica é constituída por vidro de bário, trifluoreto de itérbio, vidro de fluorsilicato de alumínio e bário, dióxido de silício altamente disperso e óxidos mistos esferoidais (79% em peso). Além disto, Tetric Ceram contém catalisadores, estabilizadores e pigmentos (0,8 % em peso). O conteúdo total de carga inorgânica é de 79% em peso e 60% em volume. O tamanho das partículas está situado entre 0,04 e 3 µm. O tamanho médio das partículas é de 0,7 µm.

Indicações

- Restaurações anteriores (Classes III e IV).
- Restaurações de Classe V (cáries cervicais, erosões radiculares e defeitos cuneiformes)
- Restaurações posteriores (Classes I e II).
- Revestimento de dentes anteriores.
- Fixação de dentes com mobilidade.
- Restaurações preventivas de resina em pré-molares e molares.
- Reparo de próteses metalo-cerâmica e metalo-plástica.
- Reparo de restaurações indiretas de cerâmica e compósito.

Contra-indicações

A utilização de Tetric Ceram está contra-indicada:

- Quando não é possível estabelecer campo operatório seco ou quando a técnica estipulada não puder ser aplicada.
- Quando existe alergia comprovada a qualquer um dos componentes de Tetric Ceram.

Efeitos colaterais

Em casos individuais, os componentes de Tetric Ceram podem provocar sensibilização. Nestes casos, o uso de Tetric Ceram deve ser evitado. Para evitar o risco de irritação, as zonas muito próximas da polpa devem ser recobertas com protetor adequado (aplicação puntiforme de hidróxido de cálcio).

Interações

Os preparados que contêm eugenol ou óleo de cravo inibem a polimerização de compósitos. Por isto, deve ser evitado o uso conjunto com Tetric Ceram. Colutórios catiônicos, evidenciadores de placa bacteriana ou clorexidina podem promover descolorações.

Aplicação

1. Determinação da cor

Escolher a cor com os dentes limpos e úmidos.

2. Isolamento

É recomendável o isolamento absoluto do campo operatório (dique de borracha).

3. Preparo da cavidade

O preparo da cavidade deve ser realizado segundo as normas da técnica adesiva, preservando a estrutura dental isenta de cárie. Não são necessários ângulos agudos ou retenções adicionais. A dimensão da cavidade será determinada pela extensão da cárie ou pela restauração existente. Biselar as margens de esmalte em dentes anteriores. Arredondar os bordos adamantinos em dentes posteriores. Os defeitos cervicais, sem cárie, apenas devem ser limpos com escovas e pedra pomes, dispensando o preparo cavitário. A seguir, limpar a cavidade com spray de água.

4. Proteção pulpar e forramento de base

Nos casos de emprego de adesivo esmalte-dentina, o forramento de base deve recobrir apenas as áreas próximas da polpa com hidróxido de cálcio e com cimento resistente à compressão (cimento de ionômero de vidro, como Vivaglass[®] Liner ou cimento fosfato de zinco, como PhosphaCEM[®] PL). Reservar as demais paredes cavitárias para a correta união entre estrutura dental e o adesivo esmalte-dentina Syntac[®], Excite[®] ou AdheSE[®].

5. Matriz e cunha interdental

Usar matriz transparente (p.ex. Contour Strip para dentes anteriores) em cavidades que englobam superfícies proximais. Posicionar a matriz com a cunha interdental. Matrizes de aço inoxidável podem ser empregadas para dentes posteriores.

6. Condicionamento / Aplicação do agente adesivo

Condicionar e aplicar o agente adesivo de acordo com as Instruções de Uso do produto empregado. Levando em conta a coordenação existente entre os produtos Ivoclar Vivadent, é recomendado o uso de Syntac (técnica do ataque ácido com ácido fosfórico), Excite (técnica do ataque ácido com ácido fosfórico) ou AdheSE (adesivo auto-condicionante).

7. Aplicação de Tetric Ceram

Tetric Ceram deve ser aplicado em camadas de espessura máxima de 2 mm ou de 1,5 mm (cores de dentina) e adaptado com instrumento adequado (p.ex. instrumentos P1). Fotopolimerizar cada uma das camadas, durante 20 segundos, empregando unidade de polimerização Y500 mW/cm² (p.ex., Astralis[®]). Situar a extremidade do condutor de luz (janela de emissão de luz) o mais próximo possível do material restaurador. Quando usar matriz metálica, polimerizar adicionalmente por vestibular e lingual, depois da retirada da matriz. As cores de Tetric Ceram demonstram diferentes graus de translucidez. Durante a modelagem, graças à estratificação, podem ser conseguidos efeitos estéticos e naturais. Assim, em restaurações maiores, usar, em primeiro lugar, cores opacas como substitutas da dentina e, a seguir, completar a restauração com a cor desejada. Para obter um efeito natural nas margens e nos bordos incisais, empregar uma última camada de transparente (cor T).

8. Acabamento, controle da oclusão e polimento. Após a polimerização, eliminar todos os excessos com pontas de acabamento (p.ex. Astropol F), pontas diamantadas de granulação fina, pontas de carbetto de tungstênio e tiras de acabamento. Revisar a oclusão e remover os pontos prematuros de contato. Empregar pontas de silicone (p.ex. Astropol P/Astropol HP, Astrobrush), discos e tiras de polimento para realizar o polimento de alto brilho.

Informações adicionais

1. Quando for necessário, é possível aplicar Tetric Ceram “novo” diretamente sobre o material já polimerizado. Se a restauração já estiver polida, é necessário criar “rugosidades” e umectar com Heliobond, antes de aplicar o “novo” Tetric Ceram.
2. Tetric Ceram deve ser manipulado à temperatura ambiente. Temperaturas baixas dificultam sua retirada do interior da seringa ou Cavifil.

Advertências

- Deve ser evitado o contato de Tetric Ceram não polimerizado com a pele, mucosas e olhos. Quando ainda não polimerizado, o material pode provocar um efeito ligeiramente irritante e promover sensibilização aos metacrilatos.
- Luvas médicas comerciais não promovem proteção contra o efeito de sensibilização dos metacrilatos.

Armazenagem

- Não usar Tetric Ceram com prazo de validade vencido.
- Conservar as embalagens entre as temperaturas de 2°C – 28 °C (36 °F – 82 °F).

–Fechar seringas e Cavifils imediatamente após o uso. Exposição à luz provoca polimerização prematura.

– Prazo de validade: ver etiquetas nas seringas e na embalagem.

Manter fora do alcance das crianças.

Somente para uso odontológico.

ANEXO E – Tetric flow

Tetric® Flow

Instruções de Uso

Descrição

Tetric Flow é um compósito microhíbrido de partículas finas, fluido, radiopaco e fotopolimerizável para restaurações diretas e para a cimentação de restaurações indiretas de cerâmica e de compósito. Graças à sua baixa viscosidade, Tetric Flow permite extraordinária umectação da estrutura dental. Tetric Flow pode ser empregado isoladamente ou em combinação com Tetric, Tetric Ceram, Tetric Ceram HB, Heliomolar, Helio Progress e com a maioria dos compósitos fotopolimerizáveis. Tetric Flow plimeriza com luz de comprimento de onda entre 400 e 500 nm (luz azul).

Cores

Tetric Flow está disponível nas cores seguintes:

Chromacosp A–D Cores

110 A1

140 A2

210 A3

230 A3,5

310 B3

340 A4

T (Transparent)

Cores de Dentina

230 A3,5

Cores com ação descorante

010 Bleach XL

020 Bleach L

030 Bleach I

040 Bleach M

Composição

A matriz de monômero é composta por Bis-GMA, dimetacrilato de uretano e trietilenoglicoldimetacrilato (Cavifil: 31.5% em peso; seringa: 35% em pesto). A carga inorgânica é constituída de vidro de bário, trifluoreto de itérbio, vidro de fluorsilicato de alumínio e bário, dióxido de silício altamente disperso e óxidos mistos esferoidais

(Cavifil: 68.1% em peso; seringa: 64.6% em peso). Além disto, contém catalisadores, estabilizadores e pigmentos (0.4% em peso). O conteúdo total de carga inorgânica é 68.1% em peso ou 43.8% em volume (Cavifil), e 64.6 em peso ou 39.7% em volume (Seringa). O tamanho médio das partículas é de 0.7 μm .

Indicações

- Restaurações de Classe V (cáries cervicais, erosões radiculares, defeitos cuneiformes).
- Restaurações anteriores (Classes III e IV).
- Restaurações posteriores pequenas.
- Restaurações de micro-cavidades (preparos com instrumentos SONICSYSmicro da KaVo 1).
- Cimentação adesiva de SONICSYS Inlays.
- Selamento de fissuras em pré-molares e molares.
- Preenchimento de socavados em cavidades.
- Cimentação adesiva de restaurações indiretas de cerâmica e de compósito.

Contra-indicações

A aplicação de Tetric Flow está contra-indicada:

- quando não é possível estabelecer campo operatório seco ou seguir corretamente a técnica prescrita.
- se existe alergia comprovada a qualquer um dos componentes de Tetric Flow.

Efeitos secundários

Em pessoas com predisposição, certos componentes de Tetric Flow podem, em casos raros, provocar sensibilização. Nestes casos, seu uso deve ser evitado. Para eliminar o risco de irritação, as zonas muito próximas da polpa devem receber a proteção adequada (aplicação puntual de hidróxido de cálcio).

Interações

Os materiais, que contêm eugenol ou essência de cravo, inibem a polimerização de Tetric Flow e, por isto, devem ser evitados. Os contatos com colutórios catiônicos, evidenciadores de placa bacteriana ou clorhexidina podem promover descolorações.

Aplicação em restaurações diretas

1. Seleção da cor

Limpar os dentes e escolher a cor com os dentes úmidos.

2. Isolamento

Isolamento absoluto do campo operatório (dique de borracha).

3. Preparo da cavidade

O preparo da cavidade deve ser realizado segundo as normas da técnica adesiva, preservando a estrutura dental isenta de cárie. Não são necessários ângulos agudos ou retenções adicionais. Na região anterior, biselar as margens de esmalte. Os defeitos cervicais, sem cárie, apenas devem ser limpos com escova e pedra pomes ou pasta profilática, não sendo necessária a confecção do preparo cavitário. A seguir, lavar com spray de água para eliminar os resíduos e limpar a cavidade.

4. Proteção pulpar

No caso de emprego do adesivo esmalte/dentina, o forramento de base não é necessário. Cobrir somente as áreas muito próximas da polpa com hidróxido de cálcio. A seguir, colocar um cimento resistente à compressão (p.ex. cimento ionômero de vidro, como Vivaglass® Liner, ou cimento fosfato de zinco, como PhosphaCEM® PL). Reservar as demais paredes cavitárias para a correta adesão entre estrutura dental e o adesivo esmalte/dentina.

5. Matriz e cunha interdental

Usar matriz transparente nas cavidades que englobam áreas proximais.

6. Condicionamento / Aplicação do agente adesivo

Condicionar e aplicar o agente adesivo de acordo com as Instruções de Uso do produto empregado. Levando em conta a coordenação existente entre os produtos Ivoclar Vivadent, é recomendado o uso de Syntac® (técnica do ataque ácido com ácido fosfórico), Excite® (técnica do ataque ácido com ácido fosfórico) ou AdheSE® (adesivo auto-condicionante).

7. Aplicação de Tetric Flow

Aplicar o material diretamente na cavidade, pré-modelando com a ponta do Cavifil ou com um instrumento adequado (p.ex. condensador esférico). Cada camada aplicada não deverá ter espessura superior a 2 mm. Fotopolimerizar cada uma das camadas, durante 20 segundos, empregando unidade de polimerização 500 mW/cm² (p.ex., Astralis®). Situar a extremidade do condutor de luz (janela de emissão de luz) o mais próximo possível do material restaurador. Quando usar matriz metálica, polimerizar adicionalmente por vestibular e lingual, depois da retirada da matriz.

8. Acabamento, Controle da oclusão e Polimento

Após a polimerização, eliminar todos os excessos com pontas de acabamento apropriadas (p.ex. Astropol F), pontas diamantadas de granulação fina e tiras de acabamento. Revisar a oclusão e articulação, efetuando as correções necessárias.

Empregar discos, tiras de polimento e pontas de polimento de silicona (p.ex. Astropol P) para realizar o polimento final.

Cimentação de restaurações de cerâmica, de compósito e de SONICSYS Inlays Tetric Flow é um material fotopolimerizável. Por este motivo, somente pode ser empregado como cimento quando a translucidez restauração permite a passagem da luz que promove a sua correta polimerização. Antes da cimentação, as restaurações devem ser condicionadas de acordo com as instruções dos respectivos fabricantes. Preparar a cavidade (estrutura dental) da seguinte maneira:

1. Isolamento

Isolamento absoluto do campo operatório (dique de borracha).

2. Matriz e cunha interdental

Usar matriz transparente em cavidades que englobam áreas proximais. Posicionar a cunha interdental.

3. Condicionamento de esmalte e dentina

Aplicar gel de ácido fosfórico a 37% (p.ex. Total Etch) sobre esmalte e dentina (iniciar pelas margens do esmalte) e deixar atuar durante 15 segundos. A seguir, lavar cuidadosamente com água e secar com jato de ar isento de água e óleo. Evitar a desidratação da dentina. A superfície dental condicionada deve estar livre de qualquer tipo de contaminação. Contatos com sangue, saliva, etc, exigem a repetição do ataque ácido.

4. Aplicação de Tetric Flow

Aplicar o material diretamente na cavidade, posicionar a restauração e eliminar os excessos de Tetric Flow. Aplicar, ao longo das margens da restauração, gel de glicerina (p.ex. Liquid Strip), para evitar a formação da camada inibida. O gel de glicerina não pode ser misturado com o Tetric Flow. A seguir, Fotopolimerizar cada uma das camadas, durante 20 segundos, empregando unidade de polimerização $\geq 500 \text{ mW/cm}^2$ (p.ex., Astralis). Situar a extremidade do condutor de luz (janela de emissão de luz) o mais próximo possível do material restaurador. Quando usar matriz metálica, polimerizar adicionalmente por vestibular e lingual, depois da retirada da matriz. Depois da polimerização, remover o gel de glicerina com jato de água.

5. Acabamento e polimento

Eliminar todos os excessos remanescentes com pontas de acabamento apropriadas (p.ex. Astropol F), pontas diamantadas de granulação fina e tiras de acabamento. Revisar a oclusão e articulação. Empregar discos, tiras de polimento e pontas de polimento de

silicona (p.ex. Astropol P/Astropol HP/Astrobrush) para realizar o polimento final de alto brilho.

Instruções adicionais

1. Para manipulação e aplicação, Tetric Flow deve estar na temperatura ambiente.
2. Quando necessário, é possível aplicar Tetric Flow "novo" diretamente sobre o material já polimerizado. Se a restauração já estiver polida, é necessário criar rugosidades, antes de aplicar o Tetric Flow "novo".
3. Tetric Flow é um material fotopolimerizável e, portanto, sensível a qualquer tipo de luz que contenha a emissão de luz azul (luz do equipo, luz ambiente). Por isto, deve ser evitada iluminação intensa durante a aplicação de Tetric Flow.
- 4 Nas zonas socavadas da cavidade, a polimerização também é perfeita porque a luz penetra na estrutura dental. Em relação ao comprimento de onda da luz de polimerização, a transmissão da luz através do esmalte e de Tetric Flow é semelhante.

Advertência

- Deve ser evitado o contato de Tetric Flow não polimerizado com a pele, mucosas e olhos. Quando ainda não polimerizado, o material pode provocar um efeito ligeiramente irritante e promover sensibilização aos metacrilatos.
- Luvas médicas comerciais não promovem proteção contra o efeito de sensibilização dos metacrilatos.

Armazenagem

- Não usar Tetric Flow com prazo de validade vencido.
- Conservar entre as temperaturas de 2 e 28 °C (36–82 °F).
- Fechar os Cavifils, imediatamente após o uso. Exposição à luz provoca polimerização prematura.
- Prazo de validade: ver etiquetas na embalagem.

Manter longe do alcance das crianças.

Somente para uso odontológico.

Data de elaboração destas Instruções de Uso

05/2003

Fabricante

Ivoclar Vivadent AG

FL-9494 Schaan / Liechtenstein.

Este material foi fabricado somente para uso dental e deve ser manipulado de acordo com as Instruções de Uso. O fabricante não é responsável pelos danos causados por

outros usos ou por manipulação incorreta. Além disto, o usuário está obrigado a comprovar, antes do uso e sob sua responsabilidade, se o material é compatível com a utilização desejada, principalmente quando esta utilização não está indicada nestas Instruções de Uso. Descrições e dados não constituem nenhum tipo de garantia e, por isto, não possuem qualquer vinculação.

Autorizo cópia total ou parcial desta obra, apenas para fins de estudo e pesquisa, sendo expressamente vedado qualquer tipo de reprodução para fins comerciais sem prévia autorização específica do autor.

Dejenane Pereira Santana

Taubaté, janeiro de 2006.