

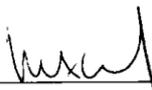


Concordância do Orientador

Declaro que o aluno Lucas de Oliveira Tomaselli sob o RA 076835 esteve sob minha orientação para a realização do Trabalho de Conclusão de Curso intitulado “Efeito da fonte de luz na resistência da união entre dente e restauração de compósitos experimentais contendo diferentes fotoiniciadores” no ano de 2012.

Concordo com a submissão do trabalho apresentado à Comissão de Graduação pelo aluno, como requisito para aprovação na disciplina DS833 - Trabalho de Conclusão de Curso.

Piracicaba, 08 de outubro de 2012.



Prof.º Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS – UNICAMP
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA – FOP



**EFEITO DA FONTE DE LUZ NA RESISTÊNCIA DA
UNIÃO ENTRE DENTE E RESTAURAÇÃO DE
COMPÓSITOS EXPERIMENTAIS CONTENDO
DIFERENTES FOTOINICIADORES**

Autor: Lucas de Oliveira Tomaselli

Piracicaba
2012

Lucas de Oliveira Tomaselli

**EFEITO DA FONTE DE LUZ NA RESISTÊNCIA DA
UNIÃO ENTRE DENTE E RESTAURAÇÃO DE
COMPÓSITOS EXPERIMENTAIS CONTENDO
DIFERENTES FOTOINICIADORES**

Orientador: Mário Alexandre Coelho Sinhoreti

Co-orientador: William Cunha Brandt

Piracicaba

2012

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

T591e Tomaselli, Lucas de Oliveira, 1988-
Efeito da fonte de luz na resistência da união entre
dente e restauração de compósitos experimentais
contendo diferentes fotoiniciadores / Lucas de Oliveira
Tomaselli. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2012.

Orientador: Mário Alexandre Coelho Sinhoreti.
Coorientador: William Cunha Brandt.
Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) –
Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de
Odontologia de Piracicaba.

1. Polimerização. 2. Restauração dentária
permanente. I. Sinhoreti, Mário Alexandre Coelho,
1969- II. Brandt, William Cunha. III. Universidade
Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de
Piracicaba. IV. Título.

Dedicatória:

Aos meus pais Ivan Carlos Tomaselli e Tânia Maria de Oliveira Tomaselli, pela paciência e apoio contínuo.

Agradecimento:

Aos meus pais e irmãos. Que são a base para tudo o que faço.

Por se tratar de um trabalho de conclusão de curso julgo justo agradecer especialmente as pessoas que estiveram comigo de forma acadêmica. Os verdadeiros amigos que sempre estão ao meu lado sabem o quanto sou grato a eles pela amizade.

Primeiro quero agradecer quem me ajudou de forma especial a entrar numa faculdade de ponta, Bruno de Oliveira Pinto, meu primo. Valeu “vovô”.

Dentro da vida universitária tive muitos professores, mas alguns prefiro citar os nomes pela competência que fazem seu trabalho. Primeiro Prof. Dr. Mario Alexandre Coelho Sinhoreti, excelente professor de materiais dentários, que confiou a mim três trabalhos de iniciação científica e juntos alcançamos conceito A-1 em um destes trabalhos e publicação na Journal of Dentistry, com a grande parceria de Dr. William C.Brandt, valeu Wilhão. Não podendo deixar de agradecer outro grande co-orientador que se tornou grande amigo posteriormente Rafael Pino Vitti, valeu por tudo Vitti.

Se função de um professor é ensinar, este o faz com dedicação exemplar, Prof Dr. Marcelo Gianinni, que parece não estar contente em somente lhe ensinar dentística com maestria, mas também lhe ensina ter postura dentro de ambiente odontológico, ensina ter respeito e dedicação para com a odontologia. Obrigado professor.

Alguns professores também merecem destaque por estreitarem a relação professor-aluno e fazer com que você aprenda se sentindo conversando com um colega, são eles: Prof. Dr. Mauro Nobilo, Prof. Dr. Caio César Randi Ferraz e Prof. Dr. Marcio Zaffalon Casati.

No mais, só tenho a agradecer mesmo aos demais professores e não esquecendo dos funcionários da FOP que acabam sendo mãos acolhedoras em muitos momentos complicados que temos durante a vida universitária.

Muito obrigado a todos.

RESUMO

O objetivo neste estudo foi avaliar o grau de conversão (DC), taxa de polimerização (R_{pmax}), dureza knoop e resistência de união do adesivo entre estrutura dental e restauração de resina composta contendo diferentes fotoiniciadores fotoativados por diferentes fontes de luz (LCU). Uma mistura de BisGMA, BisEMA e TEGDMA foi preparada com os seguintes fotoiniciadores: Canforoquinona (CQ), fenil-propanodiona (PPD) ou uma associação de ambos (CQ/PPD) em 65% em massa de partículas silanizadas. As fontes de luz incluíram uma lâmpada halógena XL2500 e dois LEDs: UltraBlueIS e UltraLume5. O perfil da conversão foi investigado com uso de espectroscopia infra-vermelha e a resistência de união avaliada utilizando o teste de *push-out* em noventa dentes com cavidades preparadas. Depois do teste de *push-out*, o teste de dureza knoop foi feito no topo e na base das restaurações. O PPD obteve os piores valores de R_{pmax} independentemente do LCU utilizado. Este também produziu melhor adesividade que CQ quando LEDs LCU foram usados. O grau de conversão depois de 40s de irradiação foi o mesmo para todos os compósitos, com exceção ao PPD fotoativado com XL2500. XL2500 produziu melhores valores de dureza Knoop do que UltraBlueIS quando usado com fotoiniciadores CQ ou CQ/PPD. Devido a melhor adesividade sem comprometimento das propriedades dos compósitos quando fotoativados por LED, PPD pode ser usado como fotoiniciador alternativo.

Palavras-chave: Restauração Dentária Permanente, Polimerização, Luz.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the degree of conversion (DC), rate of polymerization (R_{pmax}), Knoop hardness (KHN) and bond strength between tooth/restoration of composite resins containing different photo-initiators photo-activated by different light-curing units (LCUs). A mixture of BisGMA, UDMA, BisEMA and TEGDMA was prepared along with the following photo-initiators: camphorquinone (CQ), phenyl-propanedione (PPD) or the association (CQ/PPD) and 65 wt% of silanated filler particles. The LCUs included a halogen lamp XL2500 and two LEDs: UltraBlueIS and UltraLume5. The conversion profiles during photo-polymerization were investigated using middle-infrared spectroscopy (mid-IR) and the bond strength was evaluated using push-out test in ninety teeth with prepared cavities. After the push-out test, the Knoop hardness (KNH) was verified in the top and at the base of the restorations. PPD obtained lower R_{pmax} values, regardless of the LCU used. It also provided a greater bond strength than CQ when the LEDs LCUs were used. The degree of conversion after 40s of irradiation was the same for all composite resins, except PPD photo-activated for XL2500, which showed lower DC values than CQ and CQ/PPD. In the top and at the base of the restorations, PPD showed the lowest KH values when photo-activated with XL2500. XL2500 produced higher KNH values than UltraBlueIS when used with CQ or CQ/PPD photo-initiators. Because it increased the bond strength without compromising the properties of composite resins when photo-activated by a LED, PPD can be used as an alternative photoinitiator.

Keywords: Permanent Dental Restoration, Polymerization, Light.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	11
2. REVISÃO DA LITERATURA	11
3. PROPOSIÇÃO	13
4. MATERIAL E MÉTODOS	13
5. RESULTADOS	17
6. DISCUSSÃO	19
7. CONCLUSÃO	21
REFERÊNCIAS	21

1 e 2. INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA

Os primeiros compósitos comercializados eram fornecidos em duas pastas, que ao serem misturadas iniciavam o processo de polimerização. Nesse caso, o sistema iniciador da polimerização presente na matriz orgânica era formado pelo peróxido de benzoíla e por uma amina terciária. No início da década de 70, esse tipo de compósito começou a ser substituído pelos compósitos fotoativados. No entanto, os primeiros produtos eram fotoativados por luz ultravioleta para iniciar a formação de radicais livres, a qual oferecia riscos à visão, tanto do operador quanto do paciente e proporcionavam propriedades físicas e mecânicas insatisfatórias ao compósito (Blankenau *et al.*, 1983; Cook, 1986; Stansbury, 2000). Como consequência, foi introduzido um sistema de compósito ativado por luz visível, cujo comprimento de onda girava em torno de 470 nm. Este apresentava vantagens quando comparado com seu antecessor polimerizado por luz ultravioleta, como maior profundidade de polimerização, tempo de trabalho mais adequado, melhores propriedades mecânicas, maior lisura superficial e fonte de luz mais segura (Ruyter & Øysæd, 1982). Assim, para o uso destas fontes, os compósitos restauradores passaram a conter fotoiniciadores sensíveis à luz visível.

Os compósitos atuais são fotoativados por luz visível, dentro da faixa azul do espectro, e utilizam geralmente uma di-cetona como fotoiniciador: a canforoquinona (CQ) (Taira *et al.*, 1988; Neumann *et al.*, 2005). Esta substância possui coloração amarelada e por isso é incorporada em pequena quantidade na matriz, com o objetivo de não comprometer a aparência estética final do material (Cook & Chong, 1985; Park *et al.*, 1999; Neumann *et al.*, 2005). Ao absorver luz visível entre 400-500nm, a CQ atinge um estado de excitação e se combina com um agente redutor contido na matriz orgânica, para gerar os radicais livres responsáveis pelo início da reação de polimerização. Por essa razão, um agente redutor (um doador de elétrons) é adicionado às resinas compostas ativadas pela luz visível. Dos diferentes agentes redutores ou co-iniciadores, os mais reativos são as aminas terciárias, seguidas das aminas secundárias, enquanto as aminas primárias são quase não reativas (Cook, 1992; Rueggeberg, 1999; Stansbury, 2000; Neumann *et al.*, 2006).

Atualmente, alguns compósitos, especialmente nas cores mais claras, utilizam sistemas fotoiniciadores ou co-iniciadores alternativos como o PPD

(Fenil Propanodiona), Lucirin TPO (Óxido mono-alkuil fosfínico), BAPO (Óxido bis-alkuil fosfínico), tendo em vista o fato da canforoquinona possuir cor amarela, o que pode vir a comprometer as propriedades estéticas do compósito (Park *et al.*, 1999; Sun & Chae, 2000; Asmussen & Peutzfeldt, 2002; Emami & Soderholm, 2005; Neumann *et al.*, 2006; Ogunyinka *et al.*, 2006). No entanto, diferentemente da CQ, estes fotoiniciadores são ativados por comprimentos de onda menores, dentro da região ultravioleta-luz visível (Stansbury, 2000; Neumann *et al.*, 2005). O espectro de emissão de uma fonte de luz possui forte influência no desempenho da fotoativação, especialmente quando diferentes sistemas de fotoativação são comparados (Uhl *et al.*, 2003; Uhl *et al.*, 2004), pois muitas das propriedades exibidas por um compósito fotoativado são dependentes da correlação entre a distribuição do espectro emitido pela fonte de luz e a máxima absorção pelo fotoiniciador (Stahl *et al.*, 2000; Neumann *et al.*, 2005; Neumann *et al.*, 2006). Assim, os fotoiniciadores CQ e PPD são preferidos, pois possuem maior correlação com as fontes de luz usadas atualmente na Odontologia.

Os aparelhos mais tradicionais que emitem luz visível são compostos de lâmpadas de quartzo-tungstênio-halogênio (também conhecidas como lâmpadas halógenas). As lâmpadas de quartzo-tungstênio-halogênio emitem luz branca que, ao passar por filtros específicos, selecionam determinadas regiões do espectro eletromagnético. Desta forma, apenas a região azul do espectro é selecionada para a fotoativação do compósito (Bennett & Watts, 2004), tendo em vista ser esta a região de absorção da canforoquinona.

Os aparelhos de fotoativação que utilizam luz emitida por diodos (LEDs) são constituídos de materiais semicondutores que determinam o tipo de luz emitida (Bennett & Watts, 2004). Cada material semicondutor apresenta uma faixa de energia que determina o espectro de emissão da luz, caracterizando a cor emitida. Para fotoativação de compósitos odontológicos, os LEDs emitem luz azul. A utilização dos LEDs se justifica pelo fato destes possuírem longo tempo de vida útil (acima de 10.000 horas), pouca degradação com o passar do tempo e não necessitarem de filtros especiais devido ao estreito espectro de comprimento de onda emitido (~ 468nm), que na maioria das vezes coincide com o pico de absorção da canforoquinona (Bennett & Watts, 2004).

Novos no mercado, alguns sistemas de LEDs emitem irradiação na região abaixo de 410nm para ativar os iniciadores, ou co-iniciadores, que

absorvem luz nesta região (Price *et al.*, 2005). Dessa forma, podem ser boas alternativas para a ativação de iniciadores que absorvem luz em comprimentos de onda na região UV-Vis (Ultra Violeta-Visível).

Além da existência da correlação entre o espectro de absorção de luz pelo sistema fotoiniciador e o espectro de emissão de luz dos aparelhos fotoativadores, a capacidade de geração de radicais livres para o início da reação de polimerização e a sua velocidade também interferem nas propriedades dos polímeros formados (Brandt WC, 2008; Emami & Soderholm, 2005).

Devido ao uso do PPD em resinas compostas atuais com o propósito de uma matriz resinosa mais clara, alguns estudos determinaram o GC dos compósitos contendo PPD e a cinética da reação quando o PPD foi utilizado ao invés da CQ. Emami & Soderholm, 2005, verificaram que a CQ leva a uma conversão inicialmente mais eficiente que o PPD, mas que após 40s, esta diferença é insignificante. Asmussen & Peutzfeldt, 2002, também encontraram resultados similares. Dessa forma, os polímeros formados podem apresentar diferentes características, mesmo que apresentem valores de GC similares (Asmussen & Peutzfeldt, 2003), devido à diferença na velocidade e taxa de polimerização pelo uso de diferentes fotoiniciadores (Alonso RC, 2006; Segreto D, 2008). Como consequência, um polímero formado a uma velocidade mais lenta, pode levar a um aumento da resistência da união de restaurações em compósito devido à menor geração de tensão.

3. PROPOSIÇÃO

Assim, este estudo teve como propósito avaliar a resistência da união entre a estrutura dental e restauração de compósitos experimentais contendo diferentes fotoiniciadores quando fotoativados por diferentes fontes de luz.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

Para a realização da pesquisa foram utilizados três compósitos experimentais.

A composição dos compósitos experimentais testados foi:

a. Matriz:

- Bisfenol glicidil dimetacrilato (BisGMA, Aldrich) - (25% em massa);
- Bisfenol A dimetacrilato etoxilado (Bis-EMA, Aldrich) – (34,5% em massa);
- Uretano dimetacrilato (UDMA, Aldrich) – (34,5% em massa);
- Trietilen glicol dimetacrilato (TEGDMA, Aldrich) - (6% em massa).

b. Carga:

- Total de 65% em massa de partículas de carga silanizadas, sendo que:
-80% foi de partículas de BaAlSi (Bário Alumínio Silicato) com 0,5 μm de tamanho médio e
-20% foi de partículas de SiO₂ (Sílica Coloidal) com 0,04 μm de tamanho médio.

c. Fotoiniciadores:

Os fotoiniciadores utilizados foram:

- CQ: Canforoquinona (Aldrich);
- PPD: Fenil-propanodiona (Aldrich);
- Amina Terciária: Dimetilaminametilmacrilato (Aldrich).

O sistema CQ/Amina e PPD/Amina foi utilizado no percentual, em massa, de 0,4/0,8%, respectivamente. Quando os fotoiniciadores CQ e PPD foram associados em uma única composição, eles foram utilizados no percentual, em massa, de 0,2/0,2/0,8% respectivamente para CQ/PPD/Amina.

Quanto às fontes de luz, foram utilizadas as seguintes fontes:

1. Fonte convencional baseada em lâmpada de halogênio-quartzotungstênio XL2500 (3M/ESPE, St Paul, MN 55144, EUA);
2. Luz emitida por diodos (LED) UltraBlue IS (D.M.C. Equipamentos LTD, São Carlos, 13562030, SP, Brasil);
3. Fonte de luz emitida por diodos (LED) UltraLume LED 5 (Ultradent Products Inc, South Jordan, Utah 84095, EUA)

4.2 Procedimento restaurador

Noventa incisivos bovinos (n=10) foram extraídos e, logo em seguida, limpos e armazenados em solução de cloramina 0,5% a 4°C por no máximo 1 semana. Após, foi feita a remoção da porção radicular e a superfície vestibular foi desgastada seqüencialmente com lixas de SiC 400, 600 e 1200 sob refrigeração, até a obtenção de uma superfície plana em dentina (**Figura 1A**). Cavidades cônicas padronizadas (2mm de diâmetro no topo x 1,5mm de diâmetro na base x 2mm de altura; Fator-C=2,2) foram preparadas usando uma ponta diamantada #3131 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brazil) montada em alta rotação, sob refrigeração ar-água (**Figura 1B e C**). Uma máquina padronizadora de preparo foi utilizada para a confecção dos preparos. A ponta diamantada foi substituída a cada 5 preparos. Para a remoção da parede pulpar das cavidades, a face lingual foi desgastada usando o mesmo protocolo descrito acima para a planificação da face vestibular (**Figura 1D**)

O sistema adesivo Single Bond 2 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) foi aplicado de acordo com as recomendações do fabricante. As restaurações foram realizadas com os compósitos experimentais contendo os diferentes sistemas fotoiniciadores, os quais foram inseridos em um único incremento dentro da cavidade (**Figura 1E**). Os diferentes aparelhos fotoativadores (XL 2500, UltraBlue IS e UltraLume 5) foram usados para a ativação dos compósitos mantendo-se a dose de energia constante (35 J/cm²). Para cada grupo, 10 espécimes foram preparados.

4.3 Avaliação da dureza Knoop

Após a fotoativação, os espécimes foram armazenados em água destilada, a 37°C, durante 24h. O topo e a base foram polidos sob água com lixas de SiC 1200 para a obtenção de uma superfície plana. Medidas de dureza Knoop foram realizadas em ambas superfícies através de um indentador (HNV-2, Shimadzu, Tokyo, Japan), sob uma carga de 50g, durante 10s. Cinco leituras foram realizadas para cada superfície (topo e base). O número de dureza Knoop (KHN, kg/mm²) para cada superfície foi dado pela média das cinco indentações.

Para evitar a desidratação das amostras, e conseqüente interferência nos valores de resistência da união dente-compósito, as leituras de dureza foram realizadas em etapas, a fim de manter as amostras hidratadas. Foi

realizada a leitura no topo da amostra, e em seguida, esta foi devolvida a água enquanto foi realizada a leitura de dureza em outra amostra. Após, foi realizada a leitura na base da primeira amostra e assim sucessivamente.

4.4 Teste de resistência da união

O teste de resistência de união utilizado foi o *push-out*, o qual foi realizado em uma máquina de ensaio universal (Modelo 4411, Instron, Canton, MA, USA). Um dispositivo acrílico, com um orifício central, foi adaptado na base da máquina de teste. Cada espécime foi posicionada no dispositivo com o topo da cavidade posicionada para baixo. A base da restauração foi então carregada com um cilindro metálico com 1mm de diâmetro, sob uma velocidade de 0.5mm/min, até a falha da união entre dente-compósito nas paredes laterais da cavidade. (**Figura 1F**) O cilindro metálico foi posicionado para tocar somente o centro da restauração de compósito, para dessa forma, não superestimar os resultados pelo apoio nas paredes laterais.

Após o teste, os espécimes fraturados foram cobertos com ouro e examinados com MEV (JSM 5600LV, Jeol Inc., Peabody, MA, USA), e os modos de falha foram classificados como: falha adesiva, falha coesiva em compósito, falha coesiva em dentina e falha mista.

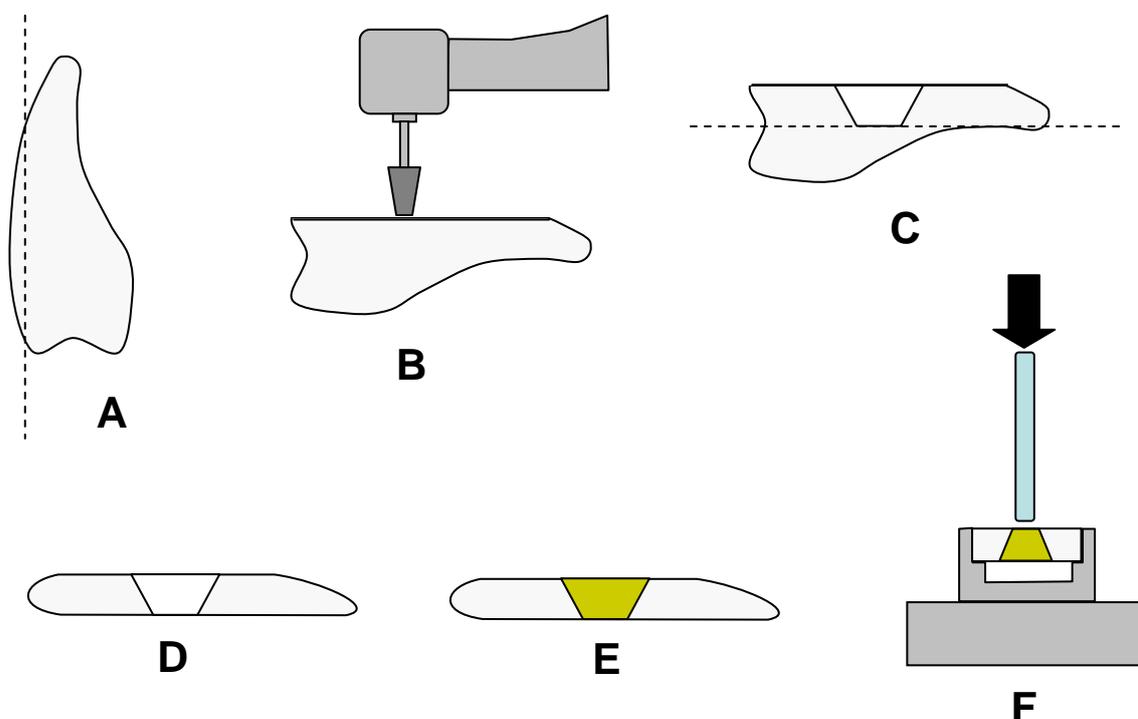


Figura 1 – Representação esquemática do teste push-out: A – Fragmento dental (Coroa); B – Preparo da cavidade com alta rotação no fragmento dental

com a face vestibular desgastada; C – Vista lateral da cavidade; D - Vista lateral da cavidade com a face lingual desgastada; E - Vista lateral da cavidade restaurada (2,0 mm em altura; 2,5 mm de diâmetro maior e 2,0 mm de diâmetro menor); E – Realização do teste push-out em máquina de teste univesal.

4.5 Análise estatística

Os fatores para a condução da análise estatística para o teste de resistência da união foram resina composta e fonte de luz. Para o ensaio de dureza foram os mesmos dois fatores, acrescidos de uma sub-parcela, que foi a região da amostra (topo e base).

Assim, após a realização da respectiva análise de variância, as médias de resistência de união e dureza foram comparadas pelo teste de Tukey (5%).

5. RESULTADOS

Os valores de dureza Knoop, tanto no topo como na base, estão expressos nas Tabelas 1 e 2, respectivamente.

De acordo com os resultados, não houve diferença estatística nos valores de dureza, entre o topo e a base, quando os fotoiniciadores CQ e CQ/PPD foram utilizados. Existiu diferença estatística, apenas quando o compósito com o fotoiniciador PPD foi fotoativado com XL 2500 e UltraBlue S, onde o topo apresentou valores médios de dureza superiores ao da base.

Na comparação entre as fontes de luz, pode-se verificar que XL 2500 produziu os maiores valores de dureza no topo e na base, com exceção quando foi usado para a ativação do fotoiniciador PPD dentro da região topo, onde apresentou valores de dureza inferior aos do UltraBlue IS. As fontes de luz UltraBlue IS e UltraLume 5, produziram valores de dureza iguais ou inferiores aos produzidos por XL 2500, com exceção ao fotoiniciador PPD na região topo, onde UltraBlue IS produziu valores superiores. Em geral, essas duas fontes não apresentaram diferenças entre si.

Com relação aos fotoiniciadores, independentemente da fonte de luz, a combinação CQ/PPD produziu os maiores valores de dureza Knoop, seguido de CQ e de PPD.

Tabela 1. Médias (desvio padrão) de dureza Knoop no topo (KHN, Kgf/mm²)

	XL 2500	UltraBlue IS	UltraLume 5
CQ	24,1 (3,2) B,a	19,5 (2,9) B,b	21,2 (3,7) A,ab
CQ/PPD	30,2 (4,5) A,a	20,8 (3,7) AB,b	21,0 (6,2) A,b
PPD	19,2 (1,8) C,b	24,0 (5,0) A,a	18,1 (3,2) A,b

Médias comparadas pelo teste de Tukey. Letras maiúsculas comparação na coluna, letras minúsculas comparação na linha. Letras diferentes entre si diferem estatisticamente.

Tabela 2. Médias (desvio padrão) de dureza Knoop na base (KHN, Kgf/mm²)

	XL 2500	UltraBlue IS	UltraLume 5
CQ	24,0 (5,8) A,a	17,9 (2,6) A,b	19,5 (5,1) A,ab
CQ/PPD	26,1 (6,4) A,a	20,4 (3,0) A,b	22,9 (7,5) A,ab
PPD	15,3 (2,4) B,a	17,5 (3,0) A,a	18,4 (6,8) A,a

Médias comparadas pelo teste de Tukey. Letras maiúsculas comparação na coluna, letras minúsculas comparação na linha. Letras diferentes entre si diferem estatisticamente.

Os valores de resistência da união estão na Tabela 3. De acordo com os resultados encontrados, não existiu diferença estatística entre as fontes de luz. Em geral, o fotoiniciador PPD produziu valores de resistência da união superiores aos da CQ, sendo que a combinação CQ/PPD produziu valores intermediários.

Tabela 3. Médias (desvio padrão) de resistência da união (MPa) dente/restauração

	XL 2500	UltraBlue IS	UltraLume 5
CQ	24,2 (13,0) A,a	17,5 (4,0) B,a	23,7 (6,9) A,a
CQ/PPD	26,2 (8,9) A,a	19,7 (6,6) AB,a	24,8 (8,2) A,a
PPD	26,0 (7,0) A,a	27,1 (7,5) A,a	30,5 (8,4) A,a

Médias comparadas pelo teste de Tukey. Letras maiúsculas comparação na coluna, letras minúsculas comparação na linha. Letras diferentes entre si diferem estatisticamente.

A Figura 2 ilustra os modos de falha produzidos pelos diferentes fotoiniciadores. PPD produziu o maior número de falhas mistas entre os

grupos, enquanto CQ o maior número de falhas adesivas. A combinação CQ/PPD obteve uma pequena predominância de falhas adesivas.

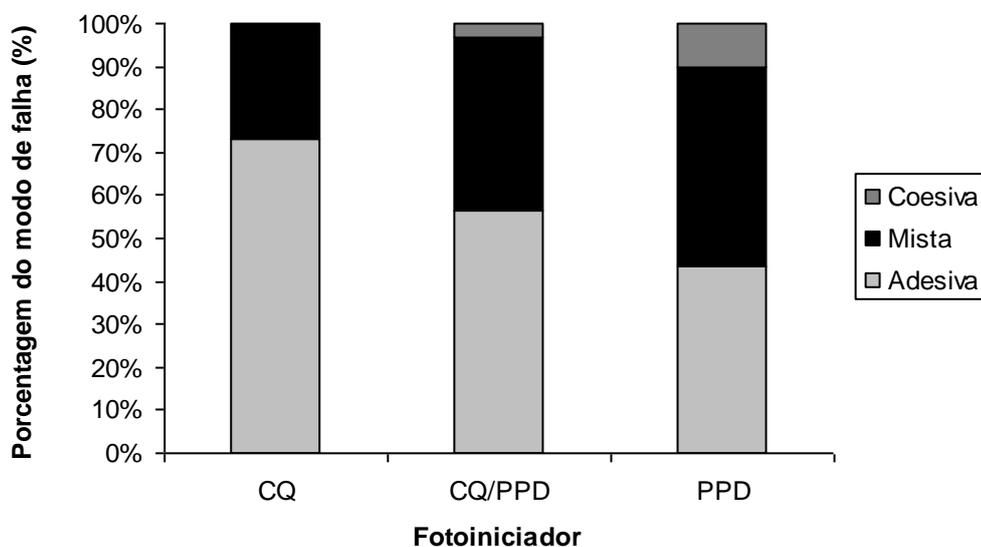


Figura 2. Porcentagem dos modos de falha em função do fotoiniciador utilizado.

6. DISCUSSÃO

Compósitos fotoativados tem sido largamente utilizados na Odontologia para a restauração de dentes acometidos por cáries ou fraturas. Devido a sua estética favorável e a possibilidade de aplicação direta, é o material de escolha na maioria dos casos. Porém, também existem algumas desvantagens no uso dos compósitos odontológicos como infiltração marginal e manutenção de cor (Rueggeberg, 1999; Stansbury, 2000).

A infiltração marginal é uma das razões para o aparecimento de cáries secundárias e falha da restauração. Uma das formas para sua diminuição é através da diminuição da tensão de contração produzida pela contração de polimerização dos compósitos atuais. Uma reação de polimerização mais rápida pode levar a maior tensão na interface dente/restauração (Alonso *et al.*, 2006; Brandt *et al.*, 2008). Dessa forma, o uso de um fotoiniciador que diminua a velocidade de produção de radicais livres, e conseqüentemente, diminua a velocidade da reação de polimerização pode diminuir a tensão provocada na interface dente/restauração e aumentar a resistência da união e a longevidade da restauração (Emami e Soderholm, 2005; Asmussen e Peutzfeldt, 2002).

Fotoiniciadores alternativos também podem contribuir para a aparência estética final do material. Fotoiniciadores alternativos como o PPD por absorverem luz em comprimentos de onda inferiores, possuem coloração menos amarelada (no caso do PPD), ou até mesmo branca, o que pode melhorar a aparência final da restauração, principalmente em dentes clareados (Park *et al.*, 1999; Oguniynka *et al.*, 2006).

O uso do fotoiniciador PPD demonstrou potencial na preservação da união dente/restauração, pois foi capaz de aumentar os valores de resistência da união quando comparado ao fotoiniciador CQ, assim como, promover maior número de falhas mistas quando comparado com CQ, o que também demonstra maior preservação da união. Devido ao fato da correlação entre as fontes de luz e os fotoiniciadores serem diferentes (as fontes de luz possuem uma maior correlação com CQ), as moléculas de PPD são ativadas a uma velocidade menor que as de CQ. Dessa forma, levam a uma velocidade de reação mais lenta, e assim, produzem menor tensão de contração, o que pode favorecer a preservação da união e aumentar a resistência da união entre dente/restauração. Devido a essa velocidade de reação mais lenta, maior tempo de fotoativação se faz necessário em compósitos com o fotoiniciador PPD, a fim de que ele alcance valores de grau de conversão e propriedades desejáveis (Park *et al.*, 1999; Emami e Soderholm, 2005, Neumann *et al.*, 2005, Neumann, *et al.* 2006).

Essa diferença na cinética de reação entre os fotoiniciadores, faz com que o PPD possa se comportar como a luz no método modulado *soft-start* (Alonso *et al.*, 2006; Brandt *et al.*, 2008), sem preocupar-se em manter um distanciamento entre a ponteira do aparelho e o compósito, aferição da irradiância do aparelho e até mesmo aquisição de aparelhos que desenvolvem métodos modulados pré-programados.

Mesmo mantendo-se a dose de energia constante nesse estudo, pode-se verificar que os compósitos contendo apenas PPD apresentaram menores valores de dureza Knoop que os contendo CQ (apenas CQ ou associação CQ/PPD), quando a fonte de luz XL 2500 foi utilizada. Um dos motivos para isso, é que talvez menor grau de conversão foi obtido pelo compósito com PPD em comparação ao com CQ, ou que PPD produziu menor densidade de ligações cruzadas, o que acarretou em diminuição dos valores de dureza Knoop. Devido à correlação da fonte de luz halógena não ser tão boa quanto à

correlação das fontes LED (Neumann *et al.*, 2005; Neumann *et al.*, 2006), muito provavelmente, XL 2500 não produziu radiação suficiente para a polimerização do compósito contendo apenas PPD. Assim, fica evidente da importância da correlação entre as fontes de luz e os sistemas fotoiniciadores. Nesse caso, o tempo de ativação do compósito contendo PPD deveria ser aumentado.

7. CONCLUSÃO

O fotoiniciador PPD pode aumentar os valores de resistência da união, porém maior tempo de fotoativação é necessário, já que a reação de polimerização produzida por ele é mais lenta quando comparado à CQ.

A correlação entre os espectros de emissão das fontes de luz e os de absorção dos fotoiniciadores é de fundamental importância para a manutenção das propriedades dos compósitos odontológicos.

REFERÊNCIAS

1. Alonso RC, Cunha LG, Correr GM, Cunha Brandt W, Correr-Sobrinho L, Sinhorette MA. Relationship between bond strength and marginal and internal adaptation of composite restorations photocured by different methods. *Acta Odontol Scand* 2006; 64(5): 306-313.
2. Asmussen e Peutzfeldt A. Influence of composition on rate of polymerization contraction of light-curing resin composites. *Acta Odontol Scand* 2002; 60(3): 146-150.
3. Bennett AW e Watts DC. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. *Dent Mater* 2004; 20(1): 72-79.
4. Brandt WC, DE Moraes RR, Correr-Sobrinho L, Sinhorette MA, Consani S. Effect of different photo-activation methods on push out force, hardness and cross-link density of resin composite restorations. *Dent Mater* in press.

*De acordo com a norma da FOP/UNICAMP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors - Grupo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

5. Blankenau RJ, Kelsey WP, Cavel WT e Blankenau P. Wavelength and intensity of seven systems for visible light-curing composite resins: a comparison study. *J Am Dent Assoc* 1983; 106(4): 471-474.
6. Cook WD. Colour stability and visual perception of dimethacrylate based dental composite resins. *Biomaterials* 1985; 6: 257-264.
7. Cook WD. Curing efficiency and ocular hazards of dental photopolymerization sources. *Biomaterials* 1986; 7(6): 449-454.
8. Cook WD. Photopolymerization kinetics of dimethacrylates using the camphorquinone/amine initiator system. *Polymer* 1992; 33(3): 600-609.
9. Emami N e Soderholm KJ. Influence of light-curing procedures and photo-initiator/co-initiator composition on the degree of conversion of light-curing resins. *J Mater Sci Mater Med* 2005; 16(1): 47-52.
10. Neumann MG, Miranda WG, JR., Schmitt CC, Rueggeberg FA e Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent* 2005; 33(6): 525-532.
11. Neumann MG, Schmitt CC, Ferreira GC e Correa IC. The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units. *Dent Mater* 2006; 22(6): 576-584.
12. Ogunyinka A, Palin WM, Shortall AC e Marquis PM. Photoinitiation chemistry affects light transmission and degree of conversion of curing experimental dental resin composites. *Dent Mater* 2006:
13. Park YJ, Chae KH e Rawls HR. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater* 1999; 15(2): 120-127.
14. Price RBT, Felix CA e Andreou P. Evaluation of a dual peak third generation LED curing light. *Compend Contin Educ Dent Suppl* 2005; 26(5): 331-347.
15. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl* 1999; (25): S4-15; quiz S73.
16. Ruyter IE e Oysaed H. Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta Odontol Scand* 1982; 40(3): 179-192.
17. Segreto D, Brandt WC, Correr-Sobrinho, Sinhoreti MA, Consani S. Influence of irradiance on the push-out bond strength of composite

- restorations photoactivated by LED. *J Contemp Dent Pract.* 2008 Feb 1;9(2):89-96.
18. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD e Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials* 2000; 21(13): 1379-1385.
 19. Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent* 2000; 12(6): 300-308.
 20. Sun GJ e Chae KH. Properties of 2,3-butanedione and 1-phenyl-1,2-propanedione as new photosensitizers for visible light cured dental resin composites. *Polymer* 2000; 41: 6205-6212.
 21. Taira M, Urabe H, Hirose T, Wakasa K e Yamaki M. Analysis of photoinitiators in visible-light-cured dental composite resins. *J Dent Res* 1988; 67(1): 24-28.
 22. Uhl A, Mills RW e Jandt KD. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials* 2003; 24(10): 1787-1795.
 23. Uhl A, Sigusch BW e Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. *Dent Mater* 2004; 20(1): 80-87.