



**Universidade Norte do Paraná**

---

**CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
MESTRADO EM ODONTOLOGIA**

**ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: DENTÍSTICA PREVENTIVA E RESTAURADORA**

**ANDERSON RAFAEL ALEIXO**

**INFLUÊNCIA DA MATRIZ RESINOSA E FONTE DE LUZ  
NA TENSÃO DE CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO,  
GRAU DE CONVERSÃO E DENSIDADE DE LIGAÇÃO  
CRUZADA DE DIFERENTES COMPÓSITOS**

---

Londrina  
2012

ANDERSON RAFAEL ALEIXO

**INFLUÊNCIA DA MATRIZ RESINOSA E FONTE DE LUZ  
NA TENSÃO DE CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO,  
GRAU DE CONVERSÃO E DENSIDADE DE LIGAÇÃO  
CRUZADA DE DIFERENTES COMPÓSITOS**

Trabalho de Dissertação apresentado à Universidade  
Norte do Paraná - UNOPAR, como requisito parcial para  
a obtenção do título de Mestre em Odontologia.  
Orientador: Prof. Dr. Ricardo Danil Guiraldo

Londrina  
2012

**AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE  
TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO,  
PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.**

**Dados Internacionais de catalogação-na-publicação  
Universidade Norte do Paraná  
Biblioteca Central  
Setor de Tratamento da Informação**

A348i Aleixo, Anderson Rafael  
Influência da matriz resinosa e fonte de luz na tensão de contração de polimerização, grau de conversão e densidade de ligação cruzada de diferentes compósitos / Anderson Rafael Aleixo. Londrina : [s.n], 2012. xvii; 56p.

Dissertação (Mestrado). Odontologia. Dentística Preventiva e Restauradora. Universidade Norte do Paraná.

Orientador: Profº Drº. Ricardo Danil Guiraldo

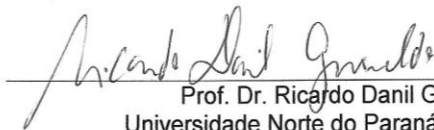
1- Odontologia - dissertação de mestrado – UNOPAR 2- Polímeros 3- Resinas compostas 4- Luzes de cura dentária 5- Análise do estresse dentário 6- Dureza I- Guiraldo, Ricardo Danil, orient. II- Universidade Norte do Paraná.

CDU 616.314-089.27/.28

ANDERSON RAFAEL ALEIXO

**INFLUÊNCIA DA MATRIZ RESINOSA E FONTE DE LUZ NA  
TENSÃO DE CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO, GRAU DE  
CONVERSÃO E DENSIDADE DE LIGAÇÃO CRUZADA DE  
DIFERENTES COMPÓSITOS**

Trabalho de Dissertação, apresentado à UNOPAR – Universidade Norte do Paraná, no Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Odontologia com conceito **APROVADO**, conferida pela Banca Examinadora formada pelos professores:



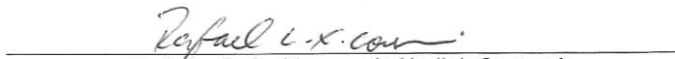
---

Prof. Dr. Ricardo Danil Guiraldo  
Universidade Norte do Paraná – UNOPAR



---

Prof. Dr. Murilo Baena Lopes  
Universidade Norte do Paraná – UNOPAR



---

Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani  
Universidade Estadual de Campinas – FOP/UNICAMP

Londrina, 29 de Fevereiro de 2012.



# Universidade Norte do Paraná

## Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação

### Programa do Mestrado em Odontologia – Dentística Preventiva e Restauradora

#### ATA DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO

Aos vinte e nove dias do mês de fevereiro do ano de dois mil e doze, no Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, desta Universidade, às quatorze horas e trinta minutos, reuniu-se a Banca Examinadora indicada pelo Programa de Pós-Graduação e homologada pelo Colegiado dos Programas Pós-Graduação *Stricto Sensu*, composta por 1. Prof. Dr. Ricardo Danil Guiraldo, presidente da banca. 2. Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani. 3. Prof. Dr. Murilo Baena Lopes. A reunião tem por objetivo julgar o trabalho do aluno **Anderson Rafael Aleixo**, sob o título “*Influência da matriz resinosa e fonte de luz na tensão de contração de polimerização, grau de conversão e densidade de ligação cruzada de diferentes compósitos*”. Os trabalhos foram abertos pelo presidente da banca. A seguir foi dada a palavra ao estudante para apresentação do trabalho. Cada examinador arguiu o mestrando, com tempos iguais de arguição e resposta. Terminadas as arguições, procedeu-se o julgamento do trabalho, concluindo a Banca Examinadora de Dissertação por sua **APROVAÇÃO** e com a recomendação de envio dos exemplares no prazo de 60 dias, para homologação pelo Colegiado de Pós-Graduação. Nada mais havendo a tratar, foi lavrada a presente ata, que vai assinada pelos membros da Banca Examinadora.

Londrina, 29 de fevereiro de 2012

#### Examinadores:

Prof. Dr. Ricardo Danil Guiraldo

Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani

Prof. Dr. Murilo Baena Lopes

## DEDICO ESTE TRABALHO

Primeiramente a **DEUS** por conceder a oportunidade de concluir o Mestrado em Odontologia e sempre estar presente em minha vida, capacitando-me durante minha trajetória.

Aos meus pais, **Hilário Aleixo e Rosalina de Azevedo Aleixo**, por serem a base e complemento da minha formação tanto pessoal quanto profissional, não medindo esforços para que eu pudesse chegar até aqui, sem seus apoios e ajuda, tudo isso seria impossível.

Aos meus irmãos, **Wanessa e Paulo**, que não cansaram de torcer por minha realização pessoal e profissional. Agradeço a Deus por tê-los como irmãos e amigos, grande companheiros que posso compartilhar tantos momentos de minha vida.

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador Prof. Dr. **Ricardo Danil Guiraldo**, por sua amizade e contribuição, que se esmerou em cuidados para comigo e com este trabalho, conduzindo excelentemente o seu desenvolvimento. Agradeço por sua confiança na minha capacidade de trabalho, paciência e por sua dedicação em fazer de mim um melhor profissional.

À Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup> **Terezinha de Jesus Esteves Barata**, que desde a graduação contribui para minha formação profissional e mesmo distante está sempre presente em minha vida.

À Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup> **Ana Raquel Benetti**, que em sua presença tanto colaborou com seus conselhos e orientações e que mesmo distante continuou olhando e torcendo por todos que aqui continuavam.

## AGRADECIMENTOS

À **Universidade Norte do Paraná (UNOPAR)**, na pessoa da Reitora **Wilma Jandre Melo** e pró-reitor de pesquisa e pós-graduação **Prof. Dr. Hélio Hiroshi Suguimoto**, por sua estrutura e corpo docente, que contribuiu para o meu crescimento intelectual.

Ao Prof. Dr. **Murilo Baena Lopes** por seu apoio, amizade e oportunidades oferecidas.

Aos demais professores da Universidade Norte do Paraná – Prof. Dr. **Alcides Gonini Júnior** (Coordenador do Programa de Pós-graduação de Odontologia da Unopar), Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. **Regina Célia Poli Frederico**, Prof. Dr. **Rodrigo Varella de Carvalho**, Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. **Sandra Kiss Moura**, Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. **Sandra Mara Maciel** e Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. **Sandrine Bittencourt Berger**, por colaborarem com minha formação.

Àqueles que não puderam nos acompanhar de perto nesta caminhada, mas que continuaram torcendo para que tudo desse certo, Prof. Dr. **Luis Reynaldo de Figueiredo Walter**, Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. **Flaviana Bombarda de Andrade Ferreira** e **Roberto Flávio Santana Filho**.

À Universidade Estadual de Campinas - Faculdade de Odontologia de Piracicaba – nas pessoas do Prof. Dr. **Simonides Consani**, Prof. Dr. **Lourenço Correr Sobrinho** e Prof. Dr. **Mário Alexandre Coelho Sinhoreti**. Em especial Prof. Dr. **Américo Bertolazzo Correr**, e Ma. **Ana Paula Piovezan Fugolin**, por sua colaboração para com a realização desta pesquisa.



Aos amigos de Pós-graduação, **Alexandre, Arinilson, Clauber, Cristina, Denise, Deolino, Diego, João, Karla, Luciana, Luciene, Mauro, Mauricio, Renata, Vanina e Vivian** pela experiência trocada. Em especial aos amigos **Humberto, Luana, Miula, Silvia e Wilson** pela sincera amizade.

Aos amigos **Aline, Amanda, Bruno, Diogo, Eduardo, Gisele, Gislaine, Gustavo, Khalil, Lucas, Natália, Natasha, Raphael, Vivian e Wagner**, que em algum momento foi presença indispensável nesta minha caminhada.

Aos demais **Familiares e Amigos** que sempre participaram da minha formação pessoal e estiveram presente em vários momentos da minha vida.

A todos que indiretamente contribuíram para a conclusão desta pesquisa.

***OS MEUS SINCEROS AGRADECIMENTOS.***

“Não pare de lutar por tudo que você sonhou, pois tudo que você sonhou foi construindo quem tu és; mais forte, com outro olhar e com outra visão. Tudo coopera para o bem de quem ama a Deus.”

ALEIXO, Anderson Rafael. **Influência da matriz resinosa e fonte de luz na tensão de contração de polimerização, grau de conversão e densidade de ligação cruzada de diferentes compósitos.** 2012. 55p. Dissertação (Mestrado em Odontologia). Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade Norte do Paraná, Londrina.

## RESUMO

Objetivos: O propósito neste estudo foi mensurar a tensão de contração, grau de conversão e a densidade de ligação cruzada (CLD) de um material restaurador a base de silorano (Filtek P90) e um novo compósito nanohíbrido de baixa contração (Venus Diamond) comparado-os com um compósito nanoparticulado convencional (Filtek Z350 XT) com diferentes unidades de luz (LCUs), uma luz halógena de quartzo-tungstênio (QTH) e uma luz emitida por diodo (LED). Materiais e Métodos: Foram utilizadas as seguintes LCUs: QTH (700 mW/cm<sup>2</sup> por 40 s) e LED (1400 mW/cm<sup>2</sup> por 20 s). Para mensurar a tensão de contração, sessenta anéis de resina fotoelástica, com 5 mm de diâmetro foram preparados e separados em 6 grupos (n = 10) de acordo com os materiais testados e LCUs. As paredes do orifício foram jateadas com partículas de óxido de alumínio. O adesivo foi aplicado e foto-ativado pelos diferentes LCUs, e então, os materiais restauradores foram inseridos e foto-ativados. Os espécimes foram analisados por um polaroscópio e a tensão de contração (MPa) foi mensurada. Para mensurar o grau de conversão (%), foram obtidas sessenta amostras inserindo o compósito em uma matriz metálica. Após 24 horas, o grau de conversão foi determinado por FTIR nas superfícies topo e base, de acordo com os materiais testados e LCUs (n = 10). Para mensurações de densidade de ligações cruzadas, sessenta amostras foram confeccionadas, inserindo o compósito em um molde de elastômero. O número de dureza Knoop para cada superfície foi registrado como a média de cinco penetrações (KHN<sub>1</sub>). Posteriormente, as amostras foram armazenadas em álcool absoluto por 24 horas, em temperatura controlada de 37°C, e a

dureza foi novamente determinada ( $KHN_2$ ). O CLD foi estimado pelo efeito de amolecimento produzido pelo etanol, ou seja, pela diminuição da dureza. Em seguida, a percentagem (%) de diminuição da  $KHN_2$  comparado com  $KHN_1$  (PD) na mesma amostra foi calculada para ambas as superfícies, de acordo com os materiais testados e LCUs ( $n = 10$ ). Os dados foram submetidos ao teste de Tukey (5%). Resultados: O compósito Venus Diamond ( $1,20 \pm 1,37$  MPa) apresentou menores valores de tensão de contração quando comparados ao compósitos Filtek P90 ( $7,05 \pm 2,97$  MPa) e Filtek Z350 XT ( $5,00 \pm 2,25$  MPa), que não diferiram entre si. O compósito Venus Diamond mostrou menores valores de grau de conversão que Filtek P90 para ambas superfícies e LCUs; o Filtek Z350 XT não mostrou diferença estatística comparado aos outros compósitos. O compósito Venus Diamond (topo -  $49,58 \pm 8,76\%$ ; base -  $58,26 \pm 13,23\%$ ) apresentou menores valores de PD que os compósitos Filtek Z350 XT (topo -  $69,34 \pm 6,78\%$ ; base -  $73,97 \pm 5,54\%$ ) e Filtek P90 (topo -  $69,29 \pm 5,92\%$ ; base -  $67,20 \pm 7,28\%$ ) em ambas as superfícies; os compósitos Filtek Z350 XT e Filtek P90 não diferiram estatisticamente em ambas as superfícies. Conclusão: O compósito de baixa contração Venus Diamante mostrou ser uma opção para reduzir a tensão na interface restauração-dente.

**Palavras-chave:** Polímeros. Resinas compostas. Luzes de cura dentária. Análise do estresse dentário. Dureza.

ALEIXO, Anderson Rafael. **Influence of matrix resins and light source in polymerization contraction stress, degree of conversion and cross-link density of different composite.** 2012. 55p. Dissertation (Master in Dentistry) University of North Paraná, Londrina.

## ABSTRACT

**Objectives:** The contraction stress, degree of conversion, and cross-link density (CLD) of a silorane-based restorative material (Filtek P90) and a new low-shrinkage nanohybrid composite (Venus Diamond) were compared to a conventional nanoparticle-filled composite (Filtek Z350 XT) after photopolymerization using quartz tungsten halogen (QTH) or light emitting diode (LED) light curing units. **Materials and Methods:** The QTH curing cycle consisted of exposure to 700 mW/cm<sup>2</sup> for 40 s, while the LED cycle was 1400 mW/cm<sup>2</sup> for 20 s. For measurements of contraction stress, 60 photoelastic rings with 5 mm were prepared and divided into 6 groups (n = 10) based on material and cure process. The walls of the orifice were sandblasted using aluminum oxide. The adhesive was applied and photoactivated, followed by insertion and photoactivation of the restorative materials. The specimens were analyzed and the contraction stress (MPa) was measured using a polariscope. The measurements of degree of conversion (%) were measured in 60 specimens prepared in metal molds. The degree of conversion was determined from FTIR spectra of the top and bottom surfaces of the specimens. For measurements of cross-link density, 60 specimens were prepared in elastomeric molds. The Knoop hardness of the top and bottom surface of each specimen was recorded as the average of five indentations (KHN<sub>1</sub>). The specimens were then soaked in absolute ethanol for 24h at 37°C and the hardness was again determined (KHN<sub>2</sub>). The CLD was estimated from the softening that occurred during ethanol immersion. The percentage decrease in hardness (PD) was calculated for each surface. The data of three measurements were subjected to Tukey's test (5%). **Results:** The Venus Diamond composite (1.20±1.37 MPa) displayed significantly lower contraction stress than the Filtek P90 (7.05±2.97 MPa) or

Filtek Z350 XT ( $5.00\pm 2.25$  MPa) composites, which were similar in performance. The degree of conversion on both surfaces of the Venus Diamond samples was lower than Filtek P90 independent of light curing unit type, while Filtek Z350 XT was not significantly different from the other composites. The Venus Diamond composite exhibited lower PD values (top –  $49.58\pm 8.76\%$ ; bottom –  $58.26\pm 13.23\%$ ) than Filtek Z350 XT (top –  $69.34\pm 6.78\%$ ; bottom –  $73.97\pm 5.54\%$ ) or Filtek P90 (top –  $69.29\pm 5.92\%$ ; bottom –  $67.20\pm 7.28\%$ ) at both surfaces, while Filtek Z350 XT and Filtek P90 were not significantly different at either surface. Conclusion: The low-shrinkage Venus Diamond composite showed be an option to reduce the tension at interface tooth-restoration.

**Key-words:** Composite resins. Hardness. Polymers. Dental stress analysis. Curing lights, dental.

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Bis-EMA	Bisfenol a-etileno metacrilato
Bis-GMA	Bisfenol a-glicidil metacrilato
C	Carbono
C=C	Ligações dupla de Carbono
C-C	Ligação simples de Carbono
CLD	Densidade de Ligação Cruzada
<i>et al.</i>	E outros
FTIR	Espectroscopia infravermelho transformada de Fourier
LCU	Unidade Foto-ativadora
LCUs	Unidades Foto-ativadoras
LED	Luz emitida por diodo
MPa	Mega Pascal
KNH	Número de dureza Knoop
mm	Milímetros
mW/cm <sup>2</sup>	MiliWatts por centímetro ao quadrado
PD	Porcentagem (%) de diminuição do KHN <sub>2</sub> comparado com KHN <sub>1</sub>
PEGDMA	Polietilenoglicol dimetacrilato
nm	Nanometro
QTH	Luz halógena de quartzo-tungstênio
s	Segundos
TEGDMA	Tri-etileno glicol di-metracrilato
TCD-DI-HEA	Bis-(acryloyloxymethyl) tricyclo [5.2.1.02,6] decane
UEDMA	Uretano di-metacrilato
UNOPAR	Universidade Norte do Paraná

°C	Graus Celsius
&	E
µm	Micrometros
%	Indica dados numéricos proporcionais a cem



## SUMÁRIO

<b>1- INTRODUÇÃO</b> .....	17
<b>2- REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	20
<b>3- PROPOSIÇÃO</b> .....	25
<b>4- ARTIGO</b> .....	26
4.1- INTRODUCTION .....	27
4.2- MATERIALS AND METHODS .....	28
4.3- RESULTS .....	32
4.4- DISCUSSION .....	33
4.5- CONCLUSIONS .....	36
4.6- REFERENCES .....	37
4.7- TABLES .....	41
4.8- FIGURE .....	47
4.9- FIGURE LEGEND .....	48
<b>5- CONCLUSÕES</b> .....	49
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	50
<b>ANEXO</b> .....	55

## 1- INTRODUÇÃO

A principal desvantagem dos materiais restauradores resinosos continua sendo a sua contração de polimerização (Harris *et al.*, 1999). Os resultados disto têm sido bem documentados como os principais problemas clínicos sendo que o desenvolvimento de tensões físicas na interface da restauração é devido à contração de polimerização (Harris *et al.*, 1999). Desta Maneira, Silorano, um compósito de baixa contração, como denomina o fabricante (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA), foi introduzido no mercado. Silorano foi assim chamado para indicar um compósito híbrido de siloxano e cadeias funcionais de oxirano (Navarra *et al.*, 2009; Guiraldo *et al.*, 2010). Enquanto o grupo siloxano determina a natureza altamente hidrófoba dos siloranos, os grupos funcionais ciclo alifáticos oxirano são responsáveis por menor contração quando comparado aos compósitos à base de metacrilato. Oxiranos são éteres cíclicos, que polimerizam por um mecanismo de abertura de anel catiónico, enquanto metacrilatos polimerizam através de um mecanismo de radical livre (Weinmann *et al.*, 2005; Guiraldo *et al.*, 2010). Outro compósito lançado com o mesmo intuito de redução de contração foi Venus Diamond (Heraeus Kulzer, Armonk, NY, EUA), compósito universal nanohíbrido contendo um novo monômero (TCD-DI-HEA, (Bis-(acryloyloxymethyl) tricycle [5.2.1.02,6] decane)) que se menciona combinar baixa contração com baixa viscosidade (Marchesi *et al.*, 2010).

Dentre as unidades de foto-ativação disponíveis no mercado, os mais tradicionais são aqueles que usam a convencional luz halógena de tungstênio-

quartzo (QTH) como unidade de foto-ativação (LCU) (Guiraldo *et al.*, 2009). No entanto, a principal irradiação produzida por essas lâmpadas é no espectro de infravermelho, que é absorvida pelo compósito e os resultados são grande vibração molecular e geração de calor (Uhl *et al.*, 2003). Assim, fontes de luz com lâmpadas halógenas precisam de filtros absorventes que reduzem a passagem de energia de infravermelho para o dente (Rueggeberg, 1999). A eficiência destes filtros varia de acordo com o fabricante e, como um resultado, a energia não absorvida pode produzir calor (Loureiro *et al.*, 2010). A luz emissora de diodo (LED) foi desenvolvida, a fim de minimizar o calor gerado pela luz halógena durante a foto-ativação (Uhl *et al.*, 2003). O uso de luzes emissora de diodo (LEDs) é cada vez mais popular entre os clínicos (Faria-e-Silva *et al.*, 2010). Os LEDs consomem pouca energia e não necessitam de filtros para produzir a luz azul (Leonard *et al.*, 2002; Faria-e-Silva *et al.*, 2010). No entanto, os pesquisadores ainda estão avaliando a eficácia da tecnologia LED para a foto-polimerização de compósitos odontológicos (Arikawa *et al.*, 2008; Faria-e-Silva *et al.*, 2010).

A tensão de contração gerada em inlays, onlays, coroas, pilares e implantes foram analisadas através de análise fotoelástica (Standlee *et al.*, 1988; Lopes *et al.*, 2011). Este método, análise fotoelástica, é utilizado para verificar a tensão de contração gerada pela polimerização de compósitos dentais (Lopes *et al.*, 2011). As tensões internas se transformam em luz visível, no material fotoelástico, o que indica sua localização e magnitude. O desenvolvimento da tensão de contração durante a polimerização é um importante fator que pode afetar a longevidade das restaurações de resina

composta. Como estes materiais estão aderidos às paredes da cavidade do dente, estas tensões de polimerização são transferidas para a interface dente-restauração (Papadogiannis *et al.*, 2009).

A contração de polimerização é afetada pelo grau de conversão (DC, percentagem de ligações C=C convertida em C-C) (Papadogiannis *et al.*, 2009). Um aumento no DC promove maior tensão de polimerização (Sakaguchi & Berge, 1998; Papadogiannis *et al.*, 2009) desde que mais ligações covalentes e maiores redes de ligações cruzadas são formadas (Papadogiannis *et al.*, 2009). Embora o DC seja fator importante, ele não fornece uma completa caracterização da estrutura da cadeia, como polímeros com DC semelhantes poderia apresentar uma densidade de ligação cruzada distinta (CLD), devido às diferenças na linearidade das cadeias. Além disso, CLD tem sido avaliado indiretamente pelo amolecimento de polímeros após a exposição ao etanol. Diante disto, o propósito neste estudo foi mensurar a tensão de contração, grau de conversão e densidade de ligação cruzada de um material restaurador a base de silorano e um novo compósito nanohíbrido de baixa contração comparando ao compósito convencional nano particulado após foto-ativação com unidades foto-ativadoras (QTH e LED).

## 2- REVISÃO DA LITERATURA

Na década de 50, quando BUONOCORE (1955) introduziu a técnica do condicionamento ácido do esmalte melhorando a adesão à estrutura dental, evoluindo significativamente a adesão dos materiais estéticos existentes na época (cimento de silicato e resina acrílica). A história das resinas compostas como material odontológico restaurador mostra um desenvolvimento contínuo durante as últimas décadas. Em 1962, BOWEN patenteou um novo tipo de compósito, o Bisfenol A-glicidil metacrilato (Bis-GMA), o qual foi modificado de diversas maneiras, melhorando as propriedades, como viscosidade e polaridade das resinas compostas, ampliando seu uso e sua indicação (Weinmann *et al.*, 2005).

No início da década de 70 ocorreu outra grande evolução na Odontologia quando foram introduzidos no mercado os compósitos restauradores foto-ativados, os quais no início eram foto-ativados por luz ultravioleta que oferecia riscos à visão do paciente e operador, e também resultava em propriedades físicas e mecânicas insatisfatórias ao compósito (Peutzfeldt *et al.*, 2000; Sahafi *et al.*, 2001). Após o desenvolvimento de uma molécula foto-iniciadora (canforoquinona), os compósitos começaram a ser foto-ativados por luz visível (Ruyter & Øysæd, 1982). A polimerização do metacrilado acontece usando um sistema de dois componentes consistindo de canforoquinona (foto-iniciador) e uma amina terciária (responsável pela reação de liberação de hidrogênio) (Weinmann *et al.*, 2005). Esse sistema se decompõe imediatamente, devido à exposição de luz com um comprimento de

onda entre 410 e 500 nm, gerando radicais livres iniciando o processo de polimerização (Cook, 1982).

A contração de polimerização dos compósitos restauradores ainda representa a principal desvantagem deste material. Esta contração está associada ao encurtamento do espaço entre os monômeros durante a formação das cadeias poliméricas da matriz orgânica, acarretando a formação da tensão na união dente-restauração (Peutzfeldt, 1997). A contração de polimerização é um fator inerente à reação de cura dos compósitos. Durante a reação de polimerização, tensões são geradas, podendo levar ao aparecimento de fendas e reduzir a resistência de união. Estas tensões são dissipadas no material, através do deslizamento das cadeias poliméricas; na superfície não aderida através de alterações de forma do material; ou são direcionadas para a interface de união. As tensões transmitidas para a interface dente-restauração podem causar ruptura do selamento marginal, possibilitando infiltração de fluidos, microorganismo e cáries recorrentes (Correr, 2005).

As propriedades dos compósitos foto-ativados por luz visível dependem do tempo de exposição, irradiância, composição do compósito (Atmadja & Bryant, 1990), espessura, cor (Tanoue *et al.*, 2000) e translucidez (Ferracane *et al.*, 1986). Além do tempo de exposição e irradiância existe a correlação entre o espectro emitido pela fonte de luz e o espectro de absorção do foto-iniciador. Caso o compósito não receba quantidade suficiente de densidade de energia, o grau de conversão monomérico será baixo (Munksgaard *et al.*, 2000), resultando em possível aumento da citotoxicidade (Caughman *et al.*, 1991), desgaste e quebra de margens (Ferracane *et al.*, 1997), assim como redução

da dureza e do módulo de elasticidade (Harris *et al.*, 1999). Portanto, a densidade de ligações cruzadas torna-se um fator importante e pode ser aferido indiretamente pelo teste de dureza (Asmussen & Peutzfeldt, 2003). A análise fotoelástica é um método utilizado para verificar a tensão de contração gerada pela polimerização de compósitos dentais (Lopes *et al.*, 2011). As tensões internas se transformam em luz visível, no material fotoelástico, o que indica sua localização e magnitude. Desta maneira, a tensão de contração gerada em inlays, onlays, coroas, pilares e implantes foram analisadas através de análise fotoelástica (Standlee *et al.*, 1988; Lopes *et al.*, 2011).

Na Odontologia, a maioria dos compósitos atuais têm como base os metacrilatos. Esses materiais são compostos de uma matriz orgânica, partículas de carga (quartzo, vidro e/ou sílica fundida) e um agente de ligação, normalmente um silano orgânico, que permite ligação química com a partícula de carga e co-polimerização com os monômeros da matriz orgânica, dando uma característica dual ao agente (Peutzfeldt, 1997). Diversos tipos de cargas têm sido utilizados (Klapdohr & Moszner, 2005), o Bis-GMA é o monômero base mais utilizado nos compositos dentais, devido a sua alta viscosidade, o qual pode ser misturado com outros metacrilatos, tais como TEGDMA, UDMA ou outros monômeros. Assim, alguns desses monômeros ou versões modificadas deles também servem como monômeros base em muitos materiais comerciais (Peutzfeldt, 1997).

Os aparelhos mais tradicionais que emitem luz visível são compostos de lâmpadas de quartzo-tungstênio-halogênio (também conhecidas como lâmpadas halógenas) (Guiraldo *et al.*, 2009). Essas lâmpadas contem um

filamento de tungstênio conectado a eletrodos, o qual permite o fluxo da eletricidade, gerando luz e calor (Rueggeberg, 1999). As lâmpadas de quartzo-tungstênio-halogênio emitem luz branca que ao passar por filtros específicos seleciona determinadas regiões do espectro eletromagnético. Desta forma, apenas a região azul do espectro é selecionada para a foto-ativação do compósito odontológico (Burgess *et al.*, 2002), região de absorção da canforoquinona, considerado o foto-iniciador mais utilizado na composição das resinas compostas, com espectro de absorção no intervalo entre 400 e 500 nm. O comprimento de onda mais eficiente para a polimerização seria no intervalo de 468 – 470 nm (Nomoto, 1997). A luz emitida por diodo (LED) foi desenvolvida com o objetivo de minimizar o calor gerado durante a foto-ativação produzida pela luz halógena (Uhl *et al.*, 2003). As primeiras LEDs emitiam um comprimento de onda de 455 a 486 nm que se relaciona com a taxa de absorção do espectro da canforoquinona. A LED é constituída de materiais semicondutores que determinam o tipo de luz emitida (Burgess *et al.*, 2002). Cada material semicondutor apresenta uma faixa de energia, que determinará o espectro de emissão de luz, caracterizando a cor emitida (Kurachi, *et al.*, 2001).

A base química de todas as resinas compostas da-se através da polimerização por radicais usando metacrilatos. Embora exista um progresso significativo na composição dos materiais odontológicos, duas propriedades ainda precisam ser melhoradas: a contração de polimerização e a tensão de polimerização. Essas propriedades estão correlacionadas e levam a trincas de esmalte, sensibilidade pós-operatória, micro infiltração a qual está entre os



maiores fatores de falhas das resinas compostas (Weinmann *et al.*, 2005).

Um novo material surgiu na Odontologia em 2005 visando diminuir esses problemas, são as resinas compostas à base de silorano derivado de suas moléculas siloxano e oxirano (Weinmann *et al.*, 2005). A combinação desses dois componentes oferece um material biocompatível, hidrofóbico e de baixa contração. Enquanto o siloxano tem uma natureza altamente hidrofóbica, o oxirano é conhecido por sua baixa contração e excelente resistência (Ilie & Hickel, 2009). O processo de polimerização ocorre através de uma reação catiônica de abertura de um anel que resulta em menor contração de polimerização comparado às resinas de metacrilato que polimerizam por meio de uma reação de adição de radicais por ligações duplas (Weinmann *et al.*, 2005; Ilie & Hickel, 2009). Em 2010 surgiu um compósito, Venus Diamond (Heraeus Kulzer, Armonk, NY), contendo um novo monômero - TCD-DI-HEA, este classificado como de baixa contração com baixa viscosidade (Marchesi *et al.*, 2010) podendo assim minimizar o principal problema inerente aos compósitos.

### 3- PROPOSIÇÃO

O objetivo neste estudo\* foi avaliar a tensão de contração de polimerização, grau de conversão e densidade de ligação cruzada (através de mensuração da dureza Knoop antes e após armazenagem em etanol) dos compósitos restauradores Filtek Z350 XT - 3M/ESPE (monômeros – Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA e Bis-EMA), Filtek P90 – 3M/ESPE (compósito de baixa contração de polimerização à base de silorano) e o de baixa contração de polimerização Venus Diamond – Heraeus Kulzer (monômeros – TCD-DI-HEA e UDMA) na cor A2 e com diferentes fontes de luz.

\* Este estudo foi realizado no formato alternativo, na forma de artigo científico intitulado “**Evaluation of contraction stress, conversion degree and cross-link density in low-shrinkage composites**“. Este artigo foi submetido à publicação ao periódico *Journal of Dentistry* (Anexo), assim, formulado conforme suas normas.

#### **4- ARTIGO CIENTÍFICO**

##### **Evaluation of contraction stress, conversion degree and cross-link density in low-shrinkage composites**

###### **ABSTRACT**

**Objectives:** The contraction stress, degree of conversion, and cross-link density (CLD) of a new low-shrinkage nanohybrid composite were compared to a silorane-based restorative material and a conventional nanoparticle-filled composite following photopolymerization using quartz tungsten halogen (QTH) or light emitting diode (LED) light curing units.

**Materials and Methods:** Contraction stress measurements were performed on 60 samples fabricated in rings of photoelastic resin. The adhesive was applied and photo-activated using a light curing units (LCUs), followed by insertion and photoactivation of the restorative materials. The specimens were analyzed and the contraction stress (MPa) was measured using a polariscope. The measurements of degree of conversion (%DC) were determined from FTIR spectra of the top and bottom surfaces in 60 specimens. Cross-link density was estimated from hardness measurements performed on the top and bottom surfaces of 60 specimens. The Knoop hardness number for each surface was measured and the specimens were placed in absolute ethanol for 24h. The hardness was again determined and the CLD was estimated from the percentage decrease in hardness occurring during ethanol exposure. The percentage decrease in hardness (PD) was calculated for each surface. The data of three measurements were subjected to Tukey's test (5%).

**Results:** The Venus Diamond composite exhibited lower contraction stress than other composites, with degrees of conversion similar to Filtek Z350 XT at both surfaces and independent of LCU. The PD value of Venus Diamond was also lower than the other composites.

**Conclusion:** The low-shrinkage Venus Diamond composite may potentially reduce stress at the restoration/tooth interface.

**Clinical significance:** The degree of conversion is related to the contraction stress. Venus Diamond displayed similar DC with less tension due to contraction. The reduced contraction may beneficially reduce stress at the restoration-tooth interface.

**Key words:** Contraction stress, degree of conversion, Cross-link density, low-shrinkage composites, light curing unit.

## 1. Introduction

The principal drawback of polymeric composite restorative materials remains their high polymerization shrinkage.<sup>1</sup> The results of this have been well documented, with the main clinical problem being the development of stresses at the restoration interface.<sup>1</sup> In response to this, 3M ESPE (St. Paul, MN, USA) has recently introduced Silorane, a material claimed to have lower shrinkage. Silorane was named to indicate a hybrid compound containing siloxane and oxirane functional groups.<sup>2,3</sup> The siloxane is responsible for the highly hydrophobic nature of the siloranes, while the cycloaliphatic oxirane functional groups result in lower shrinkage when compared to methacrylate-based composites. Oxiranes are cyclic ethers that polymerize through a cationic ring-opening mechanism, in contrast to the free-radical polymerization of methacrylates.<sup>3,4</sup> Venus Diamond (Heraeus Kulzer, Armonk, NY, USA) is a new nanohybrid universal composite containing a novel monomer (TCD-DI-HEA, (Bis-(acryloyloxymethyl) tricyclo[5.2.1.0<sup>2,6</sup>]decane) that is said to combine low shrinkage with low viscosity.<sup>5</sup>

Most traditional photoactivation procedures employ conventional quartz tungsten halogen (QTH) lamps in the light curing unit (LCU).<sup>6</sup> However, much of the energy emitted by these lamps is in the infrared spectrum and is absorbed by the composite, resulting in increased molecular vibration and heat generation.<sup>7</sup> Light sources using halogen lamps require filters to reduce the transmission of infrared energy to the tooth.<sup>8</sup> The efficiency of these filters varies according to the manufacturer, and energy not absorbed by the filter can produce heat in the tooth.<sup>9</sup> Light-emitting diodes (LEDs) have been used in place of halogen sources to reduce the heat generated during photoactivation.<sup>7</sup> The use of light-emitting diodes (LEDs) is increasingly popular among clinicians.<sup>10</sup> LEDs consume little power and do not require filters to produce blue light.<sup>10,11</sup> However, investigators are still evaluating the effectiveness of Light-emitting diode (LED) technology for the photopolymerization of dental composites.<sup>10,12</sup>

Photoelastic analysis may be used to analyze contraction stresses generated during dental composite polymerization.<sup>13</sup> The internal stresses of the photoelastic material modify the polarization of transmitted light, producing optical effects that indicate the location and the magnitude of the stresses. The stresses generated in inlays, onlays, crowns, posts, abutments, and implants have previously been analyzed using photoelastic analysis.<sup>13,14</sup> Shrinkage stress development during setting is an important factor that may affect the longevity of resin composite restorations. These materials are bonded to tooth cavity walls, which restricts bulk contraction and transfers setting stresses to the tooth–restoration interface.<sup>15</sup> Polymerization shrinkage is affected by the degree of conversion (DC, the fraction of C=C bonds converted into C–C bonds).<sup>15</sup> Increased DC leads to greater polymerization strains<sup>15,16</sup> since more covalent bonds and more highly cross-linked networks are formed.<sup>15</sup> Although DC is an important factor, it does not provide a complete characterization of the network structure, as polymers with similar DC might exhibit different cross-link densities (CLD) due to differences in chain linearity.<sup>17,18</sup> Cross-link density (CLD) may be indirectly assessed by measuring the softening of polymers during exposure to ethanol.<sup>6,17</sup>

The purpose of this study was to compare the contraction stress, degree of conversion, and cross-link density of the silorane-based restorative material, the Venus Diamond nanohybrid composite, and a conventional nanoparticle composite following photopolymerization using QTH or LED light curing units (LCUs). The hypotheses tested were: (1) the silorane-based and the low-shrinkage nanohybrid composite restorative materials develop lower contraction stress after photo-polymerization than the conventional nanoparticle dimethacrylate-based material and (2) the silorane-based and the low-shrinkage nanohybrid materials develop degrees of conversion and cross-link densities similar to the conventional restorative material.

## **2. Materials and methods**

### **2.1. Adhesives and Resin Composites**

The adhesives used in the contraction stress tests were Scotchbond multi-purpose adhesive (3M/ESPE, batch #N133527) and Filtek P-90 system adhesive (3M/ESPE, batch #N139734). The restorative materials were all shade A2 and included the conventional nanoparticle-filled composite Filtek Z350 XT (3M/ESPE), the silorane-based Filtek P90 (3M/ESPE), and the low-shrinkage nanohybrid composite Venus Diamond (Heraeus Kulzer). The composite specifications based on manufacturer data are listed in Table 1.

## **2.2. Light-curing Units**

The LCUs consisted of a conventional quartz tungsten halogen (QTH) LCU (Vip Junior, Bisco Inc, Schaumburg, IL, USA) and a light emitting diode (LED) LCU (Radi Cal, SDI, Bayswater, Victoria, Australia).

The output power (mW) of the LCUs was measured using a power meter (Ophir Optronics Inc, Danvers, MA, USA). The diameter of the tips was measured using a digital caliper (Mitutoyo, Kanagawa, Japan) in order to calculate the total irradiance (QTH: 700 mW/cm<sup>2</sup> for 40 second exposure, LED: 1400 mW/cm<sup>2</sup> for 20 second exposure). The energy density was calculated based on the total irradiance and exposure time and standardized at 28 J/cm<sup>2</sup>. The output spectra of the LCUs (Figure 1) were obtained using a spectrometer (USB 2000, Ocean Optics, Dunedin, FL, USA). The total irradiance of each LCU was also obtained through numerical integration of the output spectrum using the Origin 6.1 software (OriginLab Corp, Northampton, MA, USA).

## **2.3. Contraction Stress Test**

A series of 60 rings (5 mm diameter x 2 mm high) were fabricated from photoelastic resin (GIII flexible, Polipox, Sao Paulo, Brazil). Following polymerization, the interior surfaces were abrasive blasted using 50 µm alumina particles in order to obtain higher micromechanical retention.<sup>13</sup> The rings were divided into 6 groups (n = 10) according to material and LCU.

For the Filtek Z350 XT and Venus Diamond composites, Scotchbond multi-purpose adhesive was applied and photoactivated, followed by insertion

and photoactivation of the restorative materials. For the Filtek P90 samples, the Filtek P-90 system adhesive was used in place of Scotchbond adhesive.

The specimens were analyzed and the contraction stress (MPa) was measured using a polariscope (Photostress LF/Z-2, Raleigh, NC, USA). The contraction stress measurements were subjected to the Kolmogorov-Smirnov test for normality, followed by two-way ANOVA (composite vs LCU) and Tukey's test at 5% significance levels.

#### **2.4. Degree of Conversion Test**

Brass rings 8.0 mm in internal diameter, 12.27 mm in external diameter, and 2.0 mm high were filled with a single layer of the composites. A transparent polyester strip was placed on the tops and bottoms of the samples to obtain a flat surface. The photoactivation procedure was performed according to the type of LCU and composite. For each group, 10 specimens were prepared. Following photoactivation, the specimens were stored dry at 37°C for 24 hours. The top and bottom surfaces were manually flattened using 200, 400, and 600 grit SiC abrasive (Carborundum; Saint-Gobain Abrasives, Recife, PE, Brazil) while cooling with distilled water. After sanding, the sample and matrix were washed with distilled water, dried, and stored in closed lightproof containers at 37°C for 24 hours.

FTIR (Spectrum 100 Optical; Perkin Elmer Analytical Sciences, MA, USA) spectra were obtained of the top and bottom sample surfaces in order to determine the degree of conversion. The spectra were obtained using an attenuated total reflectance (ATR) attachment containing a zinc selenide horizontal crystal (Pike Technologies, Madison, WI, USA). The Spectrum v6.3.1 software package (Perkin Elmer Analytical Sciences) was used for spectral visualization and plotting. The spectra were the averages of 16 scans between 300-4000  $\text{cm}^{-1}$  at a resolution of 4  $\text{cm}^{-1}$ . The DC in the cured materials was determined using the three frequency technique. For Filtek P90 containing silorane monomers, the C-O-C stretching vibrations of the epoxy rings ( $884\text{cm}^{-1}$ ) were chosen as the analytical absorption band and the Si-CH<sub>3</sub> stretching vibrations ( $695\text{cm}^{-1}$ ) were used as the reference absorption band. In

this case, the fraction of remaining epoxy rings was calculated from the normalized peak height ratios of the cured versus the uncured material.<sup>15</sup> For Filtek Z350 XT and Venus Diamond, the C=C stretching vibrations ( $1638\text{ cm}^{-1}$ ) were used as the analytical absorption band and the aromatic C-C stretching vibrations ( $1608\text{ cm}^{-1}$  for Filtek Z350 XT and  $1716\text{ cm}^{-1}$  for Venus Diamond) were selected as the reference absorption band. The DC was calculated from the peak height ratio of the analytical and the reference absorption bands normalized to the corresponding ratio in the uncured material.

In order to compare the degree of monomer conversion between the top and bottom surfaces, the data were subjected to the Kolmogorov-Smirnov test for normality and Student's *t*-test at 5% significance with respect to the type of light curing unit used. The dependence of monomer conversion on composite/LCU interactions were investigated by subjecting the data to the Kruskal-Wallis one way analysis of variance on ranks followed by pairwise multiple comparisons using Tukey's test at 5% significance level.

## **2.5. Knoop Hardness and Cross-link Density Test**

Standardized cylindrical specimens were prepared by placing the composites in a circular elastomeric mold (2 mm thick x 4 mm diameter). The bottom and top surfaces were covered with a transparent polyester strip and photoactivated using an LCU. The curing tip was positioned close to the mold/composite assembly. The photoactivation procedures were selected based on the LCU and composite type. A total of 10 specimens of each group were prepared.

Following photoactivation, the specimens were stored dry at  $37^{\circ}\text{C}$  for 24 h. The top and bottom surfaces were flattened using 200, 400, and 600-grit SiC abrasive paper. Indentations for Knoop hardness ( $\text{KHN}_1$ ) measurements were performed sequentially in a hardness testing machine (HMV 2; Shimadzu, Tokyo, Japan). Five readings were obtained on the top and bottom surfaces under a load of 50 g for 15 s.  $\text{KHN}_1$  for each surface was recorded as the mean of the five indentations. When comparing the top and bottom surfaces, the data



were subjected to the Kolmogorov-Smirnov test for normality and Student's *t*-test at 5% significance level with respect to the type of light curing unit used.

The specimens were soaked in absolute ethanol for 24 hours at room temperature to soften the material,<sup>18</sup> and the hardness was again determined (KHN<sub>2</sub>). The CLD was estimated from the degree of softening caused by ethanol immersion. The decrease in hardness was calculated for both surfaces of each specimen.<sup>6</sup> The data were subjected to the Kolmogorov-Smirnov test for normality, two-way ANOVA (composite vs LCU), and Tukey's test at 5% significance levels.

### 3. Results

There was not statistically significant different for the factor LCU and composite/LCU interaction ( $p>0.05$ ). However, for the factor composite (Table 2,  $p<0.05$ ), the composite Venus Diamond showed lower contraction stress values than the Filtek Z350 XT and Filtek P90 composites; and the Filtek Z350 XT and Filtek P90 composites did not differ statistically.

The results in Table 3 ( $p<0.05$ ) demonstrate a higher degree of conversion at the top surface independent of curing unit or composite type.

The conversion in Venus Diamond was lower than Filtek P90 at both surfaces using either LCU. Filtek Z350 XT composite did not differ significantly from the other composites at either surface using either curing unit (Table 4,  $p<0.05$ ).

For each composite and LCU, the Knoop hardness of the top surface was higher than the bottom surface (Table 5,  $p<0.05$ ).

There were no significant differences in the LCU and composite/LCU interaction factors ( $p>0.05$ ). However, the PD of Venus Diamond was lower than Filtek Z350 XT or Filtek P90 at both surfaces (Table 6,  $p<0.05$ ). The PD of Filtek Z350 XT and Filtek P90 did not differ significantly at either surface.

The emission spectra of the LCUs are depicted in Figure 1. The QTH emission was concentrated in the 390 to 520 nm range, with an emission peak

at 490 nm. The LED unit exhibited a narrower curve concentrated in the 420 to 520 nm range with a peak at 462 nm.

#### 4. Discussion

Resin composites exhibit viscoelastic behavior and are transformed during polymerization from a viscous plastic to a rigid elastic structure.<sup>15,19</sup> Adhesive bonding of composites to teeth results in contraction stresses, the magnitude of which is dependent on several factors. The contraction stresses in polymeric materials used in dentistry are typically measured using a tensiometer.<sup>13</sup> These measurements may be used to determine the maximum stress on the specimen under specific conditions, but the stress near the external margins of the cavity will be different from the stress near the pulpal wall.<sup>13</sup> Contraction stress may also be modeled using finite element analysis and elasticity theory.<sup>20</sup> However, analysis of the stresses generated in complex restoration configurations is difficult.<sup>13</sup> The round, uniform nature of the specimens in this study resulted in a regular stress distribution and permitted the use of photoelastic stress analysis.

In contrast to free radical polymerization of methacrylates, the ring-opening polymerization of silorane-based composite resin occurs via cleavage and opening of ring structures, counteracting the inevitable loss of volume due to bond formation.<sup>5</sup> Previous reports have described lower shrinkage,<sup>4,15</sup> lower contraction stress,<sup>4</sup> and reduced cuspal deflection<sup>5,21</sup> when using silorane-based materials. In the present study, the contraction stress in the Filtek P90 system was similar to that in the nanoparticle-filled Filtek Z-350 XT system, and the low-shrinkage nanohybrid Venus Diamond system exhibited lower contraction than the other two systems (Table 1). The development of contraction stress in dental composites depends on material composition, including the type of monomer, the type and amount of filler, filler/matrix interactions, polymerization parameters such as the degree and rate of polymerization, placement, and curing technique.<sup>5,22</sup> According to Hooke's Law, the stress should be determined by the product of the volumetric shrinkage and

the elastic modulus of the material (in a totally elastic situation). However, the setting of dental composites is not purely elastic, and increased elastic modulus has been related to higher stress.<sup>5,22</sup> Previous studies<sup>4,5</sup> have reported that while the elastic modulus of silorane-based composite resins is higher than that of methacrylate-based resins, they generate similar contraction stresses. Venus Diamond is characterized by the presence of a novel monomer (TCD-Di-HEA, (Bis-(acryloyloxymethyl)tricyclo[5.2.1.0<sup>2,6</sup>]decane) that according to the manufacturer combines low shrinkage with low viscosity and may account for the lower stress values recorded with this material.<sup>5</sup> This assertion is in agreement with the results of this present study, in which Venus Diamond had the lowest contraction stress.

Adequate polymerization is a crucial factor in obtaining optimal physical and mechanical performance from dental resin composites.<sup>23</sup> The appearance of the composite is influenced by factors such as filler and polymeric matrix refractive index, monomer type, and filler type and content.<sup>24</sup> During the photoactivation process, light passing through the resin composite is absorbed by the resin and scattered by the filler material.<sup>6,25</sup> The light intensity is attenuated and the curing effectiveness is reduced as the depth increases.<sup>26</sup> The polymerization depth depends on the light irradiance and exposure time as well as factors such as material composition,<sup>27</sup> resin composite shade,<sup>28</sup> and translucency.<sup>29</sup> An advantage of testing composites using the Knoop hardness test is the correlation between the Knoop hardness and the DC.<sup>30</sup> In the present study, the top surface of the three composites displayed greater conversion and Knoop hardness with either LCU (Tables 3 and 5).

The polymerization of siloranes occurs via a cationic ring-opening reaction, while methacrylate-based composite resins polymerize via a radical addition reaction to their double bonds.<sup>4</sup> During photopolymerization of dimethacrylate resins, the rapid development of a highly cross-linked network drastically restricts the mobility of reacting species, resulting in phenomena such as auto-acceleration, reaction-diffusion-controlled termination, and incomplete conversion.<sup>31,32</sup> The DC of methacrylate-based composite resins is determined from the conversion of aliphatic C=C double bonds. However,

silorane-based monomers do not contain carbon-carbon double bonds, and the degree of polymerization is calculated based on the conversion of epoxides to C-O-C- chain units.<sup>33,34</sup> In the present study, the DC of the Filtek P90 system was the same as the DC of the nanoparticle-filled Filtek Z-350 XT (Table 4) for both surfaces and LCUs, in contrast to a previous study.<sup>34</sup> However, that study performed FTIR analysis using the region between 730 and 950  $\text{cm}^{-1}$  with oxirane ring peaks at 882 $\text{cm}^{-1}$ , while the present study used the region described by Papadogiannis *et al.* (884 $\text{cm}^{-1}$  for epoxy stretching vibrations and 695 $\text{cm}^{-1}$  for Si-CH<sub>3</sub> vibrations). The DC of the Venus Diamond composite was lower than that of the Filtek P90 composite, but was not significantly different from Filtek Z-350 XT. This finding is clinically relevant because DC is related to contraction stress. In this case, the Venus Diamond composite exhibited similar DC with less tension due to contraction.

Cross-linked dimethacrylate networks swell when exposed to solvents. This occurs because the attractive forces between the solvent molecules and the chain are greater than the forces between the polymer chains.<sup>35</sup> Therefore, the solvent penetrates into the resin matrix and expands the openings among chains.<sup>18</sup> Solvent penetration ability is related to the solubility parameter, which describes the ability of a molecule to penetrate and dissolve another substance.<sup>18,35</sup> The differences in the solubility parameter between the polymer and the solvent will determine the extent of solvent uptake,<sup>30</sup> with smaller differences in the solubility parameters of the solvent and the polymer resulting in greater solvent uptake.<sup>18,35</sup> The CLD exerts a major effect on the polymer properties, as highly cross-linked materials generally possess increased fracture strength and wear resistance.<sup>35</sup> Polymers with a high CLD may be advantageous not only because of their enhanced mechanical properties, but also by being less susceptible to softening by food substances and to enzymatic attack.<sup>17</sup> In the current study, the PD of Venus Diamond composite was lower than the other composites (Table 6). Since solvent uptake and swelling are directly related to CLD, a polymer with fewer cross-links is more sensitive to the plasticizing action of solvents.<sup>35</sup> However, a cross-linking agent may be incorporated into the formulation of this composite to minimize this drawback,

and addition of this agent did not affect desirable properties such as low contraction stress and high DC.

In this study, the curing performance of the introduced LED LCU was similar<sup>36</sup> to or better<sup>37</sup> than that of the QTH LCU. In contrast, others have reported better performance from QTH LCUs.<sup>38,39</sup> The conventional QTH LCU (Vip Junior, Bisco Inc) used in this study emitted an energy density of 28 J/cm<sup>2</sup>, yielding an irradiance of 700 mW/cm<sup>2</sup> during a 40 second exposure (energy density (J/cm<sup>2</sup>) = irradiance – mW/cm<sup>2</sup> x exposure time – s / 1000). Under similar conditions, the LED LCU (Radi Cal, SDI) emitted an energy density of 28 J/cm<sup>2</sup> (1400 mW/cm<sup>2</sup> over 20 seconds). Figure 1 contains plots of the LCU wavelength distributions. The reduced curing time using the LED unit is clinically relevant in terms of the reduced time required to prepare restorations, which is beneficial for both the patient and the practitioner.

Based on the results of this study hypothesis (1) must be rejected, as the Filtek P90 system resulted in contraction stresses similar to those of Filtek Z350 XT. Hypothesis (2) must also be rejected, as Venus Diamond experienced smaller decreases in hardness (and therefore in cross-link density) than Filtek Z350 XT or Filtek P90.

## 5. Conclusions

Within the limitations of the current study, the authors conclude that:

The low-shrinkage Venus Diamond composite showed be an option to try to reduce stress at the restoration/tooth interface.

There was no difference in degree of conversion between Venus Diamond and Filtek Z-350 XT composite, but Venus Diamond resulted in lower contraction stress, resulting in lower stress at the substrate interface. However, no benefit was obtained from the contraction stress reduction if the cross-link density was also decreased.

## References

1. Harris JC, Jacobsen PH, O'Doherty DM. The effect of curing light intensity and test temperature on the dynamic mechanical properties of two polymer composites. *Journal of Oral Rehabilitation* 1999;**26**:635-9.
2. Navarra CO, Cadenaro M, Armstrong SR, Jessop J, Antonioli F, Sergio V, *et al.* Degree of conversion of Filtek Silorane Adhesive System and Clearfil SE Bond within the hybrid and adhesive layer: an *in situ* Raman analysis. *Dental Materials* 2009;**25**:1178-85.
3. Guiraldo RD, Consani S, Consani RL, Berger SB, Mendes WB, Sinhoreti MA, *et al.* Comparison of silorane and methacrylatebased composite resins on the curing light transmission. *Brazilian Dental Journal* 2010;**21**:538-42.
4. Weinmann W, Thalacher C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dental Materials* 2005;**21**:68-74.
5. Marchesi G, Breschi L, Antonioli F, Di Lenarda R, Ferracane J, Cadenaro M. Contraction stress of low-shrinkage composite materials assessed with different testing systems. *Dental Materials* 2010;**26**:947-53.
6. Guiraldo RD, Consani S, Consani RL, Berger SB, Mendes WB, Sinhoreti MA. Light energy transmission through composite influenced by material shades. *Bulletin of Tokyo Dental College* 2009;**50**:183-90.
7. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials* 2003;**24**:1809-20.
8. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 1999;**20**:S4-15.
9. Loureiro FH, Consani S, Guiraldo RD, Consani RL, Berger SB, Carvalho RV, *et al.* Comparison between two methods to evaluate temperature changes produced by composite light curing units and polymerization techniques. *Minerva Stomatologica* 2011;**60**:501-8.
10. Faria-e-Silva AL, Lima AF, Moraes RR, Piva E, Martins LR. Degree of conversion of etch-and-rinse and self-etch adhesives light-cured using QTH or LED. *Operative Dentistry* 2010;**35**:649-54.

11. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2002;**4**:286-95.
12. Arikawa H, Kanie T, Fujii K, Takahashi H, Ban S. Effect of inhomogeneity of light from light curing units on the surface hardness of composite resin. *Dental Materials Journal* 2008;**27**:21-8.
13. Lopes MB, Valarini N, Moura SK, Guiraldo RD, Gonini Júnior A. Photoelastic analysis of stress generated by a silorane-based restoration system. *Brazilian Oral Research* 2011;**25**:302-6.
14. Standlee JP, Caputo AA. Load transfer by fixed partial dentures with three abutments. *Quintessence International* 1988;**19**:403-10.
15. Papadogiannis D, Kakaboura A, Palaghias G, Eliades G. Setting characteristics and cavity adaptation of low-shrinking resin composites. *Dental Materials* 2009;**25**:1509-16.
16. Sakaguchi RL, Berge HX. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. *Journal of Dentistry* 1998;**26**:695-700.
17. Asmussen E, Peutzfeldt A. A Influence of pulse-delay curing on softening of polymer structures. *Journal of Dental Research* 2001;**80**:1570-3.
18. Schneider LF, Moraes RR, Cavalcante LM, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L, Consani S. Cross-link density evaluation through softening tests: effect of ethanol concentration. *Dental Materials* 2008;**24**:199-203.
19. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *Journal of Dentistry* 1997;**25**:435-40.
20. Rees JS, Jacobsen PH. Stresses generated by luting resins during cementation of composite and ceramic inlays. *Journal of Oral Rehabilitation* 1992;**19**:115-22.
21. Bouillaguet S, Gamba J, Forchelet J, Krejci I, Wataha JC. Dynamics of composite polymerization mediates the development of cuspal strain. *Dental Materials* 2006;**22**:896-902.

22. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dental Materials* 2005;**21**:962-70.
23. Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristic M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *Journal of Oral Rehabilitation* 2001;**28**:586-91.
24. Campbell PM, Johnst WM, O'Brien WJ. Light scattering and gloss of an experimental quartz-filled composite. *Journal of Dental Research* 1986;**65**:892-4.
25. Dos Santos GB, Monte Alto RV, Filho HR, da Silva EM, Fellows CE. Light transmission on dental resin composites. *Dental Materials* 2008;**24**:571-6.
26. Vargas MA, Cobb DS, Schmit JL. Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light. *Operative Dentistry* 1998;**23**:87-93.
27. Atmadja G, Bryant RW. Some factors influencing the depth of cure of visible light-activated composite resins. *Australian Dental Journal* 1990;**35**:213-8.
28. Tanoue N, Koishi Y, Matsumura H, Atsuta M. Curing depth of different shades of a photo-activated prosthetic composite material. *Journal of Oral Rehabilitation* 2001;**28**:618-23.
29. Ferracane JL, Aday P, Matsumura H, Atsuta M. Relationship between shade and depth of cure for light-activated dental composite resins. *Dental Materials* 1986;**2**:80-84.
30. Ferracane JL. Correlation between hardness and degree conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dental Materials* 1985;**1**:11-4.
31. Bowman CN, Anseth KS. Microstructural evolution in polymerizations of tetrafunctional monomers. *Macromolecular Symposia* 1995;**93**:269-76.
32. Lu H, Stansbury JW, Bowman CN. Impact of Curing Protocol on Conversion and Shrinkage Stress. *Journal of Dental Research* 2005;**84**:822-6.
33. Ilie N, Hickel R. Silorane-based dental composite: behavior and abilities. *Dental Materials Journal* 2006;**25**:445-54.



34. Kusgoz A, Ülker M, Yesilyurt C, Yoldas OH, Ozil M, Tanriver M. Silorane-Based composite: depth of cure, surface hardness, degree of conversion, and cervical microleakage in class II cavities. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2011;**23**:324-37.
35. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials* 2006;**22**:211-22.
36. Bala O, Olmez A, Kalayci S. Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites. *Journal of Oral Rehabilitation* 2005;**32**:134-40.
37. Price RB, Felix CA, Andreou P. Knoop hardness of ten resin composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights. *Biomaterials* 2005;**26**:2631-41.
38. Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *Journal of the American Dental Association* 2002;**133**:335-41.
39. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dental Materials* 2007;**23**:51-9.

Table 1 – Composite specifications based on manufacturer data.

Composite	Organic Matrix	Filler	Batch number
Filtek P90	Silorane resin	55% by Volume (0.1 to 2.0 $\mu\text{m}$ ) – Quartz and Yttrium fluoride	N183458
Filtek Z350 XT	bis-GMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA and bis-EMA	63.3% by Volume (Silica – 20 nm, Zirconia – 4 to 11 nm and Zirconia/Silica clusters of 0.6 to 1.0 $\mu\text{m}$ )	N173043
Venus Diamond	TCD-DI-HEA, UDMA	63.3% by Volume (5 nm to 20 $\mu\text{m}$ ) – Barium aluminum and Fluoride glass	010034

Table 2 – Mean values of contraction stress.

<b>Composite</b>	<b>Contraction Stress (MPa)</b>
Filtek Z350 XT	5.00 (2.29) a
Filtek P90	7.05 (2.97) a
Venus Diamond	1.20 (1.37) b

Mean values followed by different lowercase letters in the columns differed statistically by Tukey's test at 5% level for different light curing units. Standard deviations are given in parentheses.

Table 3 – Mean values of degree of conversion for top and bottom surfaces using LED and QTH light curing units.

Composite	QTH		LED	
	Top (%)	Bottom (%)	Top (%)	Bottom (%)
Filtek Z350 XT	53.32 (3.26) a	45.98 (4.50) b	52.96 (2.89) a	43.94 (3.74) b
Filtek P90	63.86 (1.82) a	53.88 (6.49) b	63.84 (1.59) a	56.32 (4.30) b
Venus Diamond	38.74 (4.87) a	33.06 (5.92) b	39.18 (4.86) a	31.35 (8.77) b

Mean values followed by different lowercase letters in the row differed statistically by Student's *t*-test at 5% level for different light curing units. Standard deviations are given in parentheses.

Table 4 – Median values of degree of conversion for composite/LCU interaction at top and bottom surfaces.

Composite	Top		Bottom	
	QTH (%)	LED (%)	QTH (%)	LED (%)
Filtek Z350 XT	54.44 ab A	52.13 ab A	45.65 ab A	44.20 ab A
Filtek P90	63.36 a A	63.17 a A	54.29 a A	57.03 a A
Venus Diamond	38.32 b A	38.33 b A	34.02 b A	32.51 b A

Median values followed by different uppercase letters in rows and lowercase letters in columns differ statistically by Tukey's test at 5% level of significance.

Table 5 – Comparison of mean Knoop hardness number between top and bottom surfaces for LED and QTH light curing units.

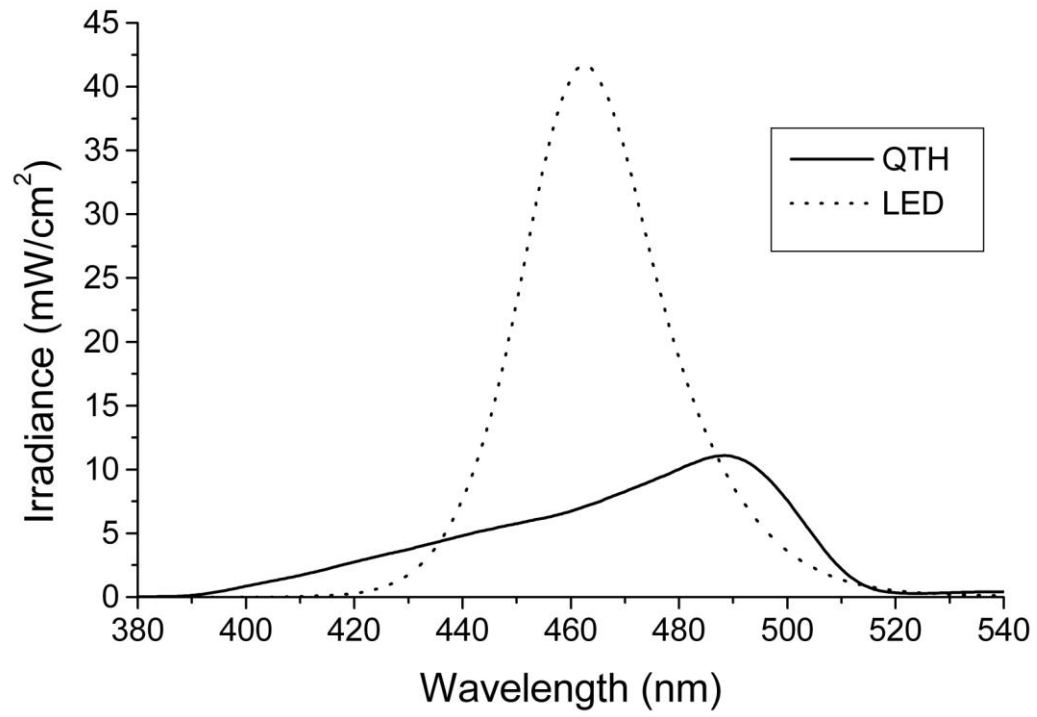
Composite	QTH		LED	
	Top (KNH)	Bottom (KNH)	Top (KNH)	Bottom (KNH)
Filtek Z350 XT	92.98 (4.77) a	77.80 (7.04) b	86.56 (7.81) a	72.66 (5.97) b
Filtek P90	60.37 (4.30) a	47.96 (4.52) b	63.13 (2.69) a	49.73 (2.51) b
Venus Diamond	73.17 (9.33) a	53.00 (8.55) b	64.71 (7.61) a	42.29 (8.45) b

Mean values followed by different lowercase letters in the row differed statistically by Student's *t*-test at 5% level for different light curing units. Standard deviations are given in parentheses.

Table 6 – Mean values of KHN<sub>1</sub>, KHN<sub>2</sub>, and percent of decrease in hardness after ethanol immersion (PD).

<b>Composite</b>	<b>KHN<sub>1</sub> (KHN)</b>	<b>KHN<sub>2</sub> (KHN)</b>	<b>Top PD (%)</b>	<b>KHN<sub>1</sub> (KHN)</b>	<b>KHN<sub>2</sub> (KHN)</b>	<b>Bottom PD (%)</b>
Filtek Z350 XT	89.77 (7.10)	61.91 (3.93)	69.34 (6.78) a	75.23 (6.88)	55.37 (3.27)	73.97 (5.54) a
Filtek P90	62.25 (4.55)	42.95 (2.68)	69.26 (5.92) a	48.85 (3.68)	32.66 (2.56)	67.20 (7.28) a
Venus Diamond	68.94 (9.35)	33.67 (4.46)	49.58 (8.76) b	47.64 (9.93)	26.94 (4.98)	58.26 (13.23) b

Mean values followed by different lowercase letters in the columns differed statistically by Tukey's test at 5% level for different surfaces. Standard deviations are given in parentheses.





**Figure Legend**

Figure 1 – Wavelength distributions of light curing units.

## 5- CONCLUSÃO GERAL

De acordo com os materiais e métodos empregados no presente estudo, foi possível concluir que:

1- O compósito de baixa contração Venus Diamond mostrou ser uma opção para reduzir a tensão na interface restauração-dente, tendo em vista que apresentou menor valor de tensão de contração quando comparado aos compósitos Filtek, Z350XT e P90.

2- O compósito Venus Diamond não mostrou diferença no grau de conversão para o compósito Z350 Filtek XT, como o grau de conversão está relacionado com a tensão de contração e Venus Diamond compósito mostrou grau semelhante de conversão com menos tensão de contração. Assim, houve benefício para a redução da contração do compósito Venus Diamond na geração de tensão na interface do substrato.

3- O compósito Venus Diamond mostrou menor PD quando comparado aos outros compósitos.

## REFERÊNCIAS

- ASMUSSEN E, PEUTZFELDT A. **A Influence of pulse-delay curing on softening of polymer structures.** J Dent Res. 2003; 80: 1570-1573.
- ARIKAWA H, KANIE T, FUJII K, TAKAHASHI H, BAN S. **Effect of inhomogeneity of light from light curing units on the surface hardness of composite resin.** Dent Mater J. 2008; 27: 21-28.
- ATMADJA G, BRYANT RW. **Some factors influencing the depth of cur of visible light-activated composite resins.** Aust Dent J. 1990; 35: 213-218.
- BOWEN RL. **Dental filling material comprising vynil-silano treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidil metacrylate.** US Patent 3.066.112; 1962.
- BUONOCORE MG. **A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.** J. Dent Res. 1955; 34: 849-853.
- BURGESS JO, WALKER RS, PORCHE C, RAPPOLD AJ. **Light curing – Na up date.** Compend Contin Educ Dent. 2002; 23: 889-906.
- CAUGHMAN WF, CAUGHMAN GB, SHIFLETT RA, RUEGGERBERG F, SCHUSTER GS. **Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites.** Biomaterials. 1991; 12: 737-740.
- COOK WD. **Spectral distributions of dental photo-polymerization sources.** J Dent Res. 1982; 61: 1436-1438.

CORRER AB. **Avaliação da dureza knoop de compósitos restauradores odontológicos foto-ativados por diferentes métodos.** [dissertação]. Piracicaba: FOP/UNICAMP; 2005.

FARIA-e-SILVA AL, LIMA AF, MORAES RR, PIVA E, MARTINS LR. **Degree of conversion of etch-and-rinse and self-etch adhesives light-cured using QTH or LED.** Oper Dent. 2010; 35: 649-654.

FERRACANE JL, ADAY P, MATSUMOTO H, MARKER VA. **Relationship between shade and depth of cure for light-activated dental composite resins.** Dent Mater. 1986; 2: 80-84.

FERRACANE JL, MITCHEM JC, CONDON JR, TODD R. **Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure.** J Dent Res. 1997; 76: 1508-1516.

GUIRALDO RD, CONSANI S, De SOUZA AS, CONSANI RL, SINHORETI MA, CORRER-SOBRINHO L. **Influence of light energy density on heat generation during photoactivation of dental composites with different dentin and composite thickness.** J Appl Oral Sci. 2009; 17: 289-293.

GUIRALDO RD, CONSANI S, CONSANI RL, BERGER SB, MENDES WB, SINHORETI MA. **Light energy transmission through composite influenced by material shades.** Bull Tokyo Dent Coll. 2009; 50: 183-190.

GUIRALDO RD, CONSANI S, CONSANI RL, BERGER SB, MENDES WB, SINHORETI MA. **Comparison of silorane and methacrylate-based composite resins on the curing light transmission.** Braz Dent J. 2010; 21: 538-42.

HARRIS JS, JACOBSEN PH, O'DOHERTY DM. **The effect of curing light intensity and test temperature on the dynamic mechanical properties of two polymer composites.** J Oral Rehab. 1999; 26: 635-639.

ILIE N, HICKEL R. **Macro-,micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate\_based composites.** Dent Mater. 2009; 25: 810-819.

KLAPDOHR S, MOSZNER N. **New inorganic components for Dental Filling Composites.** Monatsh Chem. 2005; 136: 21-45.

KURACHI C, TUBOY AM, MAGALHÃES DV, BAGNATO VS. **Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices.** Dent Mater. 2001; 17: 309-315.

LEONARD DL, CHARLTON DG, ROBERTS HW, COHEN ME. **Polymerization efficiency of LED curing lights.** J Esthet Restor Dent. 2002; 4: 286-295.

LOPES MB, VALARINI N, MOURA SK, GUIRALDO RD, GONINI JÚNIOR A. **Photoelastic analysis of stress generated by a silorane-based restoration system.** Braz Oral Res. 2011; 25: 302-306.

LOUREIRO FH, CONSANI S, GUIRALDO RD, CONSANI RL, BERGER SB, CARVALHO RV. **Comparison between two methods to evaluate temperature changes produced by composite light curing units and polymerization techniques.** Minerva Stomatol. 2011; 60: 501-518.

MARCHESI G, BRESCHI L, ANTONIOLLI A, DI LENARDA R, FERRACANE J, CADENARO M. **Contraction stress of low-shrinkage composite materials assessed with different testing systems.** Dental Mater. 2010; 26: 947-953.

MUNKSGAARD EC, PEUTZFELDT A, ASMUSSEN E. **Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light.** Eur J Oral Sci. 2000; 108: 341-345.

NAVARRA CO, CADENARO M, ARMSTRONG SR, JESSOP J, ANTONIOLLI F, SERGO V. **Degree of conversion of Filtek Silorane Adhesive System and Clearfil SE Bond within the hybrid and adhesive layer: an in situ Raman analysis.** Dent Mater. 2009; 25: 1178-1185.

NOMOTO R. **Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins.** Dent Mater. 1997; 16: 60-73.

PAPADOGIANNIS D, KAKABOURA A, PALAGHIAS G, ELIADES G. **Setting characteristics and cavity adaptation of low-shrinking resin composites.** Dent Mater. 2009; 25: 1509-1516.

PEUTZFELDT A. **Resin composites in dentistry: monomer systems.** Eur J Oral Sci. 1997; 105: 97-116.

PEUTZFELDT A, SAHAFI A, ASMUSSEN E. **Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units.** Dent Mater. 2000; 16: 330-336.

RUEGGERBERG FA. **Contemporary issues in photocuring.** Compend Contin Educ Dent. 1999; 20: S4-S15.

RUYTER IE, OYSAED H. **Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials.** Acta Odontol Scand. 1982; 40(3): 179-192.

SAHAFI A, PEUTZFELDT A, ASMUSSEN E. **Soft-start polymerization and marginal gap formation in vitro.** Am J Dent. 2001; 14: 145-147.

SAKAGUCHI RL, BERGE HX. **Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites.** J Dent. 1998; 26: 695–700.




STANDLEE JP, CAPUTO AA. **Load transfer by fixed partial dentures with three abutments.** Quintessence Int. 1988; 19: 403-410.

TANOUE N, KOISHI Y, MATSUMURA H, ATSUTA M. **Curing depth of different shades of a photo-activated prosthetic composite material.** J Oral Rehab. 2001; 28: 618-623.

UHL A, MILLS RW, JANDT KD. **Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology.** Biomaterials. 2003; 24: 1809-1820.

WEINMANN W, THALACKER C, GUGGENBERGER R. **Siloranes in dental composites.** Dent Mater. 2005; 21: 68-74.

## ANEXO

**Submission Confirmation for Journal of Dentistry**  | X Entrada | X  

☆ **Journal of Dentistry** JoD@els [mostrar detalles](#) 16:49 (5 minutos atrás) [Responder](#) ▼

Dear Dr. Guiraldo,

Your submission entitled "Evaluation of contraction stress, conversion degree and cross-link density in low-shrinkage composites" has been received by the Journal of Dentistry.

You will be able to check on the progress of your paper by logging on to Elsevier Editorial System as an author. The URL is <http://ees.elsevier.com/jjod/>.

Your manuscript will be given a reference number once an Editor has been assigned.

Thank you for submitting your work to this journal.

Kind regards,

Julie Millard  
Journal Manager  
Journal of Dentistry