



# Fotopolimerización de resinas compuestas a través de diversos espesores de tejido dental

## *Light-polymerization of composite resins through different thicknesses of dental tissue*

Rossany Orozco Barreto,\* Carlos Álvarez Gayosso,§ Jorge Guerrero Ibarra§

### RESUMEN

**Objetivos:** Determinar el espesor de tejido dental a través del cual se presente la fotopolimerización de la resina Prime Dent® con mínimo encogimiento y profundidad de curado adecuada. **Método:** Se obtuvieron 80 láminas de molares de 1, 2, 3 y 4 mm de espesor (20 por grupo). Se midió la contracción y se calculó el encogimiento de la resina polimerizando (Visilux 2, 3M) a través de cada lámina (60 s, 400 mW/cm<sup>2</sup>). Se utilizó la técnica de *bonded-disc*. Se realizaron pruebas de profundidad de curado, midiendo el espesor de resina polimerizada de acuerdo con la especificación No. 27 ADA. Un grupo control sin tejido dental fue preparado para ambas propiedades. Los datos fueron analizados usando ANOVA con prueba de Tukey ( $p < 0.001$ ). **Resultados:** Profundidad de curado: a medida que aumentó el espesor, ésta disminuyó, existiendo diferencia estadísticamente significativa en todos los grupos. El espesor que mostró menor encogimiento, cumpliendo con una profundidad de curado adecuada (ADA marca como valor mínimo, 1 mm) fue de 3 mm. Encogimiento: a medida que aumentó el espesor, éste disminuyó, no existiendo diferencia estadísticamente significativa entre los grupos de 2 y 3 mm. **Conclusiones:** De acuerdo con los resultados, es posible polimerizar a través de un espesor de 3 mm, por lo que no se recomienda polimerizar a través de un espesor de 4 mm. Es necesario obtener más propiedades mecánicas utilizando diferentes espesores de tejido dental.

**Palabras clave:** Contracción de polimerización, encogimiento, profundidad de curado, resina fotocurable, espesor de lámina dental, polimerización.

**Key words:** Polymerization contraction, shrinkage, curing depth, light-curing resin, thickness of dental lamina, polymerization.

### ABSTRACT

**Objectives:** To determine the thickness of dental tissue through which Prime Dent Resin® might exhibit light-polymerization with minimum shrinkage and suitable curing depth. **Method:** 80 laminae measuring 1, 2, 3 and 4 mm thickness were obtained from molars (20 laminae per group). Contraction was measured and resin shrinkage was calculated by polymerization (Visilux 2, 3M) through each lamina (60 s, 400 mW/cm<sup>2</sup>). Bonded-disk technique was used. Depth of curing tests were undertaken by measuring the thickness of polymerized resin according to ADA's specification number 27. A control group without dental tissue was prepared for both properties. Data were analyzed using ANOVA with Tukey test ( $p < 0.001$ ). **Results:** Curing depth: curing depth decreased as thickness increased. All groups revealed statistically significant differences. The thickness that exhibited lesser shrinkage nonetheless meeting with suitable curing depth (ADA establishes minimum value of 1 mm) was the 3 mm group. Shrinkage: as thickness increased, shrinkage decreased; no statistically significant difference was reported for groups 2 and 3 mm. **Conclusions:** According to obtained results, it is possible to polymerize through a 3 mm thickness, therefore polymerization is not recommended through a 4 mm depth. It will be necessary to obtain further mechanical properties using different thicknesses of dental tissue.

### INTRODUCCIÓN

La contracción y el esfuerzo generados en las resinas dentales durante la polimerización son los principales problemas presentados en la odontología adhesiva, porque interfieren en la integridad del diente restaurado.<sup>1</sup>

La polimerización de los composites dentales está acompañada por una contracción volumétrica, de 1.5 a 5%, que ocasiona el desarrollo de un esfuerzo interno.<sup>2</sup>

La acumulación de esfuerzo es mayor en la interfase diente-restauración y puede producir formación de

espacios en el margen, decoloración marginal, sensibilidad postoperatoria y caries secundaria.<sup>3-6</sup>

La reacción química en la polimerización de los composites, involucra el rompimiento de los enlaces

\* Egresada de la Especialidad de Prótesis Bucal.

§ Profesores del Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales.

División de Estudios de Postgrado e Investigación, Facultad de Odontología, UNAM.

Recibido: marzo 2007.

Aceptado: junio 2007.

Este artículo puede ser consultado en versión completa en <http://www.medigraphic.com/facultadodontologiaunam>

dobles carbono-carbono para formar cadenas poliméricas con carbonos unidos por enlaces simples.<sup>7,8</sup>

La contracción por polimerización de los monómeros se debe a la conversión de fuerzas intermoleculares denominadas de Van der Waals en enlaces covalentes simples durante la polimerización.

Por lo tanto, el encogimiento es la consecuencia de la reacción de polimerización.

Inicialmente, la contracción en una cavidad es totalmente compensada por el flujo del composite, pero dentro de un tiempo muy corto después de que empieza la fotopolimerización, el flujo se reduce y la resina empieza a transferir esfuerzo a las paredes de la cavidad.<sup>9</sup>

Una manera de reducir la contracción es disminuyendo la intensidad de la luz, pues se ha encontrado que la contracción postgel y el esfuerzo residual dependen de la intensidad de la luz de curado.

Los estudios que evalúan métodos alternativos de fotopolimerización (variando la transmisión de la luz) para reducir la contracción son pocos. Davidson<sup>10</sup> encontró que la fotopolimerización en rampa originó menor contracción (aproximadamente 33% de la contracción volumétrica total), y similar grado de conversión en comparación con una activación lumínica continua.

Una fotopolimerización discontinua no reduce significativamente la contracción, y una técnica de curado de dos pasos (menor intensidad de luz seguida de mayor intensidad), permitió reducir la contracción entre 19 y 30% de la contracción volumétrica total.<sup>11-13</sup>

Estudios respecto a la integridad marginal con polimerización «*soft start*» (inicio de la polimerización con baja intensidad, y posteriormente intensidad normal), muestran resultados contradictorios.

Mientras algunos demuestran mejor integridad marginal con métodos de curado no continuos (polimerización en rampa y «*soft start*»),<sup>14-19</sup> otros no encontraron diferencias significativas entre éstos y el método convencional. Sin embargo, se deberá de considerar que al disminuir la intensidad se reduce el grado de polimerización que está asociado con las propiedades mecánicas, lo cual puede repercutir en un desempeño clínico pobre de las restauraciones. El uso de una mayor intensidad puede tener un efecto negativo en la integridad marginal de las restauraciones, ya que produce una contracción de polimerización más rápida y puede incrementar la magnitud del esfuerzo asociado con la contracción. No obstante, la utilización de una alta intensidad generalmente resulta en un grado de polimerización alto, que está asociado con el mejoramiento de las propiedades mecánicas y la biocompatibilidad de los composites.<sup>20-22</sup>

Esta investigación tiene por objeto determinar el espesor de tejido dental a través del cual pueda haber

una adecuada polimerización de la resina Prime Dent<sup>®</sup> con mínimo encogimiento, así como evaluar la profundidad de curado de la misma.

La hipótesis a probar en esta investigación es que existe una relación entre el espesor del tejido dental a través del cual se polimeriza la resina Prime-Dent<sup>®</sup> y el grado de encogimiento por polimerización.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se seleccionaron dientes molares sin defectos estructurales, caries o fracturas, se realizaron cortes en el plano sagital para obtener láminas de tejido dental de 1, 2, 3 y 4 mm de espesor. Se obtuvieron 20 láminas por cada espesor. Se designaron como grupos A, B, C y D respectivamente.

Los cortes se efectuaron con una recortadora (Hamco, Machines Inc. Rochester, NY).

Se polimerizó, a través de las láminas, resina Prime Dent A3<sup>®</sup> (Prime Dental Manufacturing Inc., USA).

## ENCOGIMIENTO POR POLIMERIZACIÓN

Resina no polimerizada se extrajo de la jeringa, se pesó y colocó en una caja de plástico, para evitar el inicio de polimerización por luz ambiental. El peso de la muestra de resina osciló entre 0.12 y 0.15 g. La resina fue colocada (utilizando una espátula de cementos) sobre cada lámina dental al centro de la misma, después se colocó un anillo de bronce de 1.24 mm de altura.

Sobre la resina se colocó un cubreobjetos (22 x 22 x 0.13 mm) que se presionó con un portaobjetos (75 x 25 x 1 mm) contra la superficie del anillo, para asegurar que el espesor de la muestra de resina fuera uniforme (1.24 mm). Al retirar el portaobjetos, la muestra fue transferida al instrumento de prueba de medición de contracción que incluye una base metálica con un orificio de 8 mm de diámetro, un transductor (Solartron OD5, Solartron Metrology, England) que tiene un vástago de libre movimiento conectado a un equipo de captura de datos (PICO ADC-16, Pico Technology Ltd, Hardwick, Cambridge, UK).

Cada muestra fue polimerizada a través de la lámina dental durante 60 s (de acuerdo con las instrucciones del fabricante para el tono A3) utilizando una lámpara de fotopolimerización (Visilux 2, Dental Products 3M, St Paul, MN, USA) que proporcionó una potencia de 400 mW/cm<sup>2</sup>. La intensidad de luz se midió con un radiómetro de curado (Demetron Modelo 100, Demetron Research Corp, Danbury, CT, USA).

Se calculó el encogimiento por polimerización<sup>8</sup> de cada muestra durante 600 s (60 de irradiación de luz y 540 sin irradiación).

Como grupo control se polimerizaron muestras de resina sustituyendo las láminas dentales por cubreobjetos de vidrio y se reportaron como 0 mm de espesor.

## CÁLCULO DE LA CONTRACCIÓN Y DEL ENCOGIMIENTO

### Calibración del transductor

Para transformar los datos de voltaje capturados por PICO ADC-16 y transformarlos a una medida de longitud, fue necesario encontrar un factor de conversión. Los valores de voltaje en función del desplazamiento (distancia) de un micrómetro (Mitutoyo, Japón) fueron graficados; la relación entre ambos valores, constituyó el factor de conversión que denominamos K. El factor de calibración K, calculado mediante una regresión lineal ( $r^2 = 0.9996$ ) fue de 17.46 mV/ $\mu\text{m}$ .

Convertir los valores de voltaje en valores de desplazamiento permitió calcular la contracción de polimerización así como el encogimiento usando las siguientes expresiones matemáticas:

$$\Delta L = L_0 - L_t \quad (1)$$

Donde  $L_0$  es el espesor inicial (espesor del anillo de bronce) con un valor de 1.24 mm y  $L_t$  es el espesor a diferentes tiempos.

$L_t$  se calculó al relacionar el voltaje de salida con el factor de calibración K, como:

$$L_t = (V_t - V_{t=0})/K \quad (2)$$

Donde  $V_t$  es el voltaje a diferentes tiempos y  $V_{t=0}$  es el voltaje al inicio de la prueba.

El porcentaje de encogimiento (S) se calculó en función del tiempo como:

$$S = 100 \Delta L/L_0 \quad (3)$$

Estas ecuaciones permitieron obtener la gráfica %S-tiempo.

### Profundidad de curado

Se colocó un molde metálico (6 mm de altura, 4 mm de diámetro) sobre una película de poliestireno transparente (Mylar), se llenó el molde con resina, teniendo cuidado de no atrapar burbujas de aire. Se excedió el límite superior del molde con la resina colocándose una segunda película transparente. Se presionó el

molde y las bandas entre portaobjetos para dejar fluir los excedentes. Se removió el portaobjetos superior y se colocó la lámina de tejido dental correspondiente. Se irradió cada espécimen colocando la punta de la lámpara contra la superficie del tejido dental, de acuerdo con las instrucciones del fabricante.

Se removieron las muestras del molde con una espátula plástica después de la exposición a la luz, se retiró el material que no polimerizó y se midió la altura del cilindro de material curado con un micrómetro (Fowler & NSK, Japan), la medida obtenida se dividió entre dos, de acuerdo con el requerimiento de la norma 27 ADA.<sup>23</sup> Se registró este valor como la profundidad de curado.

Se realizó prueba de profundidad de curado a muestras de resina, fotopolimerizadas sin interposición de tejido dental (grupo control).

### Análisis estadístico

El análisis estadístico fue realizado utilizando Sigma-Stat 2.03 (SPSS Science). Para comparaciones entre grupos se utilizó ANOVA de una vía con prueba de Tukey con una significancia estadística de 99.9% ( $p < 0.001$ ).

## RESULTADOS

### Encogimiento por polimerización

Los valores promedio de encogimiento obtenidos y sus desviaciones estándar se muestran en el *cuadro I* y *figura 1*. A excepción de los grupos B y C, todos presentaron encogimiento por polimerización con diferencias estadísticamente significativas.

### Profundidad de curado

Los valores promedio de profundidad de curado y sus desviaciones estándar se muestran en el *cuadro II* y *figura 2*. Las comparaciones múltiples con la prueba de Tukey revelaron diferencias estadísticamente significativas para todos los grupos.

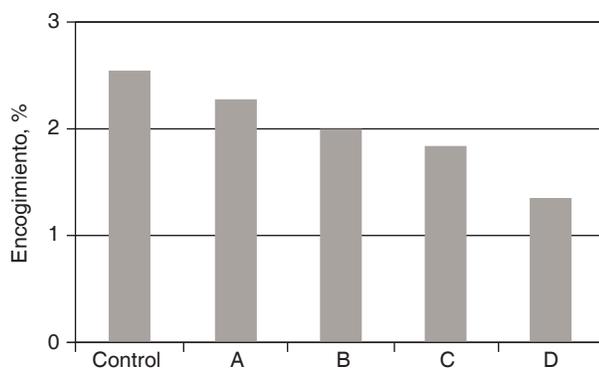
Las *figuras 1* y *2* muestran un comportamiento lineal entre los valores de encogimiento y de profundidad de curado lo que indica que el espesor guarda una relación directamente proporcional con ambas propiedades.

## DISCUSIÓN

En este estudio se encontró que a medida que aumentó el espesor de la lámina dental interpuesta entre

**Cuadro I.** Valores de encogimiento por polimerización para los cinco grupos estudiados.

Grupo	Encogimiento	Desviación estándar
	%	
Control	2.553	0.148
A	2.301	0.152
B	2.004	0.253
C	1.868	0.265
D	1.372	0.214



**Figura 1.** Valores finales de encogimiento por polimerización de los grupos estudiados.

la fuente de luz y la muestra de resina, disminuyó el encogimiento desde el 10 hasta el 46% (10, 21, 27 y 46% para el grupo A, B, C y D, respectivamente) con respecto al grupo control. Lo anterior es debido al menor paso de luz a medida que aumenta el espesor de tejido dental, ya que el diente absorbe la energía proveniente de la lámpara de fotopolimerización. Esta absorción puede variar en relación directa con la composición química de cada diente, por lo que también influye como un factor importante, la edad del paciente, a mayor edad, mayor mineralización.<sup>24</sup>

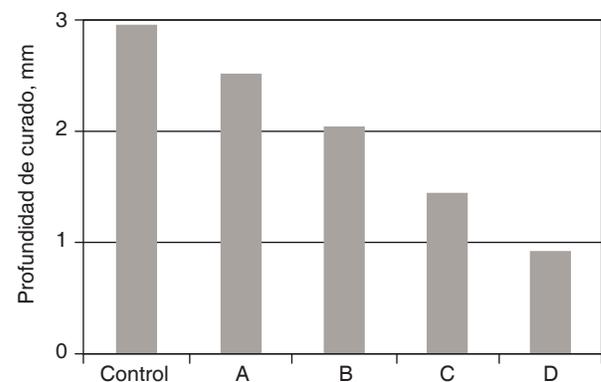
Al colocar resina en una cavidad, se puede reducir la contracción de polimerización colocando el material en forma de incrementos, en combinación con una técnica de fotopolimerización modificada.

Realizando una comparación con otras técnicas de fotopolimerización, en este estudio se encontró una reducción, del 10 al 46% de encogimiento con respecto a no polimerizar a través del diente, lo cual es similar al rango descrito usando la técnica de polimerización «soft start», empleada por Lim<sup>13</sup> (19-30%).

Obici<sup>19</sup> realizó un estudio de comparación usando la técnica de irradiación continua y la técnica «soft start», empleando resina Z100 y P60. Encontró que

**Cuadro II.** Valores de profundidad de curado para los diversos espesores.

Grupo	Profundidad de curado	Desviación estándar
	mm	
Control	2.97	0.23
A	2.52	0.32
B	2.05	0.19
C	1.44	0.23
D	0.92	0.16



**Figura 2.** Valores de profundidad de curado para los grupos estudiados.

Z100 mostró una reducción del 36% y P60 del 25% al utilizar la técnica «soft start» con respecto al método continuo. Ambas resinas tienen en su fórmula como principal componente Bis-GMA al igual que la resina Prime-Dent<sup>®</sup> utilizada en este estudio, por lo que se tiene un punto en común entre el estudio de Obici y éste.

Se encontró que la polimerización a través del diente se plantea como una alternativa que ofrece reducciones significativas de encogimiento similares a las reportadas en otras investigaciones utilizando la técnica «soft start».

La fotopolimerización a través del diente se ve afectada por el espesor de la pared cavitaria, por lo que es necesario utilizar un calibrador intraoral para estar seguro de que al menos se encuentre entre 2 y 3 mm. La influencia del espesor de tejido dental se puede observar en la figura 1, donde se encontró la menor contracción en el grupo D (4 mm), seguido del grupo C (3 mm).

En la figura 2 se aprecia que el grupo con mayor profundidad de curado fue el grupo control (sin lámina de tejido dental interpuesto), seguido del grupo A (1 mm de espesor). No obstante, estos grupos fueron los que mayor contracción presentaron (2.553 y 2.301%).

Al relacionar ambas propiedades y tratar de encontrar un equilibrio entre ellas (menor contracción y mayor profundidad de curado), se encontró que:

1. Según la norma 27 de ADA,<sup>23</sup> el valor mínimo aceptable para profundidad de curado es de 1 mm. Por lo que los grupos A, B y C cumplen con este requisito.
2. Comparando a los grupos A, B y C, el que presentó menor encogimiento fue el C (3 mm de espesor).
3. El grupo C observó una reducción de encogimiento del 27% con respecto a polimerizar directamente la resina.

Sin embargo, la reducción de encogimiento disminuyendo la intensidad o el tiempo de irradiación, puede resultar en un menor entrecruzamiento de cadenas y por lo tanto, afectar las propiedades mecánicas del polímero.

Davidson<sup>10</sup> encontró que utilizando intensidad de luz alta en la fotopolimerización, se incrementan las propiedades mecánicas y el grado de conversión; a pesar de que, una vez que se presenta el punto de gelación, la relación entre la intensidad de la luz y el grado de conversión no es lineal.<sup>20</sup> Por otra parte, la relación entre la intensidad y el encogimiento de cadena postgel si es lineal. Por lo tanto, intensidades altas producen niveles mayores de esfuerzos, pero no necesariamente mayores grados de conversión.<sup>18,19,25</sup> En otras palabras, existe un límite en donde niveles mayores de energía no corresponden a incrementos significativos en el grado de conversión o de propiedades mecánicas.<sup>17</sup> Mehl<sup>17</sup> obtuvo que al disminuir la distancia entre la punta de la lámpara y la resina (aumentando la intensidad), la resistencia a la flexión se incrementó hasta un máximo, para después disminuir; sin embargo, en todo momento cumple con lo establecido por la norma 27 de ADA que indica que el valor mínimo de resistencia a la flexión debe ser de 50 MPa.

Por lo anterior, se enfatiza la necesidad de realizar un estudio complementario a éste, donde se incluyan todas las propiedades que marca la norma, para conocer la influencia del espesor de la pared cavitaria.

También es importante mantener en mente que una sobreexposición de la resina a la fotoactivación incrementa el riesgo de pérdida de adhesión marginal o produce sobrecalentamiento del diente.<sup>26-33</sup>

### CONCLUSIONES

Sobre la base de los resultados de esta investigación, se infiere que podemos fotopolimerizar resina

Prime Dent® a través de una pared dental de 2 a 3 mm de espesor reduciendo la intensidad de la luz de forma natural (usando al diente como un material que absorbe energía sin modificar la potencia de la lámpara) lo cual consigue una profundidad de curado aceptada por la norma y bajo valor de encogimiento disminuyendo la sensibilidad postoperatoria en el paciente.

Sin embargo, es necesario realizar estudios adicionales como pruebas físicas, mecánicas y de grado de conversión para analizar la influencia de la intensidad de luz en el comportamiento del material y como segundo objetivo, hacer los mismos estudios en otras resinas para saber si presentarán el mismo comportamiento.

### AGRADECIMIENTOS

Agradecemos la colaboración de la C.D Teresa Baeza Kingston, como investigador participante, por su contribución en el soporte técnico requerido para la presente investigación y al proyecto IN117603 por el apoyo recibido.

### REFERENCIAS

1. Dauviller BS, Aarnts MP, Feilzer AJ. Modelling of the viscoelastic behavior of dental light-activated composites during curing. *Dent Mater.* 2003; 19: 277-285.
2. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater.* 2005; 21: 36-42.
3. Peutzfeldt A, Asmussen E. Determinants of in vitro gap formation of resin composites. *J Dent.* 2004; 32: 109-115.
4. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent.* 1997; 25: 435-440.
5. Bausch JR. Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. *J Prosthet Dent.* 1982; 48: 59-67.
6. Kemp-Scholte CM. Marginal sealing of curing contraction gaps in class V composite resin restorations. *J Dent Res.* 1988; 67: 841.
7. Stansbury JW, Trujillo LM, Lu H, Ding X, Lin Y, Ge J. Conversion-dependent shrinkage stress and straining dental resins and composites. *Dent Mater.* 2005; 21: 56-67.
8. Álvarez-Gayosso C, Barceló-Santana F, Guerrero-Ibarra J, Sáez-Espínola G, Canseco-Martínez MA. Calculation of contraction rates due to shrinkage in light-cured composites. *Dent Mater.* 2004; 20: 228-235.
9. Lai JH. Measuring polymerization shrinkage of photo-activated restorative materials by a water-filled dilatometer. *Dent Mater.* 1993; 16: 172-176.
10. Davidson CL. Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers. *J Dent Res.* 1989; 68: 48-50.
11. Goldman M. Polymerization shrinkage of resin-based restorative materials. *Aust Dent Res.* 1991; 10: 38-45.
12. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent.* 1994; 19: 26-32.
13. Lim BS, Ferracane JL, Sakaguchi RL, Condon JR. Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation. *Dent Mater.* 2002; 18: 436-444.

14. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Setting stresses in composites for two different curing modes. *Dent Mater.* 1993; 9: 2-5.
15. Suh BI. Controlling and understanding the polymerization shrinkage induced stresses in light-cured composites. *Compend Cont Educ.* 1999; 20 (Suppl. 25): S34-S41.
16. Watts DC, Marouf AS, Al-Hindi AM. Photo-polymerization shrinkage-stress kinetics in resin-composites: methods development. *Dent Mater.* 2003; 19: 1-11.
17. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composite with and without "soft-start-polymerization". *J Dent.* 1997; 25: 321-330.
18. Luo Y, Lo ECM, Wei SHY, Tay FR. Comparison of pulse activation versus conventional light-curing on marginal adaptation of a compomer conditioned using a total-etch or a self-etch technique. *Dent Mater.* 2002; 18: 36-48.
19. Obici AC. Effect of the photo-activation method on polymerization shrinkage of restorative composites. *Oper Dent.* 2002; 27 (2): 192-198.
20. 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.
21. Kubo S, Yokota H, Yokota P, Hayashi Y. The effect of light-curing modes on the microleakage of cervical resin composite restorations. *J Dent.* 2004; 32: 247-254.
22. Munksgaard EC. Wall-to-wall polymerization contraction of composite resin versus filler content. *Scand J Dent Res.* 1987; 95: 526-531.
23. *Specification No. 27 for direct filling resins.* Chicago, IL: American Dental Association; 1993.
24. Porter EA. A transmission electron microscopy study of mineralization in age-induced transparent dentin. *Biomaterials.* 2005; 26: 7650-7660.
25. Price RB, Bannerman RA. Effect of stepped versus continuous light curing exposure on bond strengths to dentin. *Am J Dent.* 2000; 13 (3): 123-128.
26. Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater.* 2000; 16: 292-296.
27. Bouschlicher MR, Vargas MA, Boyer DB. Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *Am J Dent.* 1997; 10: 88-96.
28. Ferracane JL, Mitchem JC. Relationship between composite contraction stress and leakage in class V cavities. *Am J Dent.* 2003; 16: 239-243.
29. Ferracane JL, Ferracane LL, Braga RR. Effect of admixed high-density polyethylene (HDPE) spheres on contraction stress and properties of experimental composites. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2003; 66 (1): 318-323.
30. Braga RR, Ferracane JL. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. *J Dent Res.* 2002; 81: 114-118.
31. Braga RR, Ferracane JL, Condon JR. polymerization contraction stress in dual-cure cements and its effect on interfacial integrity of bonded inlays. *J Dent.* 2002; 30: 333-340.
32. Braga RR, Condon JR, Ferracane JL. *In vitro* wear simulation measurements of composite versus resin-modified glass ionomer luting cements for all-ceramic restorations. *J Rest Esthet Dent.* 2002; 14: 368-376.
33. Braga RR, Ferracane JL, Hilton TJ. Contraction stress of flowable composites and their efficacy as stress-relieving layers. *J Am Dent Assoc.* 2003; 134: 721-728.

Dirección para correspondencia:  
**Jorge Guerrero Ibarra**  
E-mail: guerrero@fo.odonto.unam.mx