

Microdureza profunda en una resina compuesta fotopolimerizada por diferentes fuentes de luz

Alfredo Nevárez-Rascón,¹ Ronell Bologna-Molina,² Eduardo Serena-Gómez,³
Erasmus Orrantia-Borunda E,⁴ Mario Makita-Aguilar,⁵ Martina M Nevárez-Rascón⁶

Resumen

Introducción y Objetivo: Las lámparas fotopolimerizadoras son utilizadas actualmente en la práctica odontológica para estimular el endurecimiento de diferentes materiales de reconstrucción dental a base de resina compuesta, también llamada composite dental. El objetivo fue comparar la profundidad de polimerización provocada en una resina compuesta de uso dental, por dos sistemas convencionales de fotocurado y un láser Innova 300 adaptado experimentalmente a una longitud de onda de 488nm. **Materiales y Métodos:** Se confeccionaron 12 muestras de una resina compuesta en 2 diferentes espesores de acuerdo a la norma ISO 4049:2000, fotocurandose con las 3 diferentes fuentes de luz. 60 días después del fotocurado se realizaron análisis de durometría. **Resultados:** La prueba de ANOVA mostró diferencias significativas entre las fuentes de fotocurado (Halógena 440 mW/cm² > LED 810 mW/cm² > Láser 174 mW/cm² P=0.016). LED manifestó mayor densidad de potencia, mas no superó la microdureza provocada por el sistema Halógeno. **Conclusión:** La fuente de fotocurado Halógena de 440 mW/cm² de potencia, produjo las mayores microdurezas en el material, manifestando también las mayores temperaturas al sensor durante el fotocurado, respecto a los otros dos sistemas empleados. **Palabras clave:** Microdureza, Profundidad de polimerización. **Rev.CES Odont.2010;23(2)25-32**

Microhardness at depth of a dental composite resin fotocured troughth diferents light sources

Abstract

Introduction and Objective: The depth of polymerization caused in a dental composite resin through the fotoactivation with two conventional light sources and Innova 300 laser light adapted experimentally to 488nm length of wave were compared. **Materials and Methods:** 12 composite samples were fotocured using 3 different sources of light in 2 different thickness dimensions, according to ISO 4049:2000 regulations. After 60 days of polymerization, micro hardness analyses were carried out. **Results:** ANOVA showed significant differences between light intensities (Halogen 440 mW/cm²> LED 810 mW/cm²> Laser 174 mW/cm² P=0.016). LED in particular showed the greater light power densities on the radiometer measurements, but did not manifest the higher micro hardness. **DISCUSSION.** Laser source exhibited the lower light intensities and produced the lower temperature registered on the composite body, the experimental Laser projected from one metro of distance, hardening the material above the 70 Knoop units of micro hardness at 2.5mm of depth demonstrating capacity of remote fotopolimerization. This phenomenon supposes potential utility for different areas such as engineering. **Conclusions:** The Knoop micro hardness values in all the composites being tested showed superior values at 2.5 mm respect to 3.5mm of depth. Halogen light source of 440mW/cm² provoked the greater micro hardness on the composites, also producing the greater temperatures registered on the heat sensor during the fotocured process, respect to the other two systems employed. **Key words:** Micro hardness, Deep of polymerization. **Rev.CES Odont.2010;23(2)25-32**

Introducción

Las lámparas fotopolimerizadoras son utilizadas actualmente en la práctica odontológica para estimular el endurecimiento de diferentes materiales de reconstrucción dental a base de resina compuesta, estos materiales también llamadas composites dentales contienen tres elementos básicos:

Una matriz orgánica derivada de una mezcla co-monomérica y que actúa como adherente del conjunto de partículas, un componente inorgánico

estructurado por partículas de relleno, las cuales dependiendo del fabricante pueden ser de: Sílice, aluminio, boro, silicatos, zirconia u otros cerámicos; y por último una sustancia quimio-foto-propagadora, encargada de activar la formación de radicales libres durante el estímulo de luz emitido por la lámpara.¹

Hace más de 30 años que el sistema de fotocurado fue introducido al mercado para las resinas dentales, siendo las primeras lámparas empleadas, las de luz

1. Doctor en Estomatología Profesor Investigador. Escuela de Odontología. Universidad Juárez del Estado de Durango UJED.
2. Doctor en Ciencias Biológicas. Área de Patología Molecular. Profesor Investigador. Escuela de Odontología. Universidad Juárez del Estado de Durango UJED.
3. Doctor en Cirugía y Traumatología Maxilofacial. Profesor Investigador. Escuela de Odontología. Universidad Juárez del Estado de Durango UJED.

4. Doctor en Ciencias Químicas. Investigador del Centro de Investigación en Materiales Avanzados. CIMAV. Complejo Industrial Chihuahua.
5. Doctor en Estadística y Profesor Investigador. Departamento de Ingeniería Industrial. Instituto Tecnológico de Chihuahua ITCH II.
6. Doctora en Estomatología. Profesora Investigadora. Facultad de Odontología. Universidad Autónoma de Chihuahua UACH.

ultravioleta, posteriormente sustituidas por fuentes de luz visible de un espectro azul entre los 200 a 400 nm (nanómetros de longitud de onda). Estas fuentes de luz llamadas halógenas constan de un foco de luz luminoso de cuarzo-tungsteno, el cual emite una luz blanca que gracias a un conductor de fibra óptica se transforma en luz azul; esta emisión estimula a la sustancia fotoiniciadora (fotopropagadora) contenida en la resina compuesta en aproximadamente un 0.25%.² Las lámparas de fotocurado que existen en el mercado se clasifican en función de la fuente lumínica que poseen, derivándose de estos cuatro grupos principales: Lámparas Halógenas del tipo incandescente, su espectro de emisión es de 360-500nm, con un pico energético a los 460 nm, y con densidades de potencia de luz desde los 400 mW/cm² hasta los 800 mW/cm². Lámparas de Plasma (de arco, xenón) que emiten luz mediante una descarga eléctrica en forma de arco voltaico entre dos electrones de tungsteno, la luz generada resulta de alta potencia de 1400 a 2700 mW/cm². Lámparas Laser: a) Laser de Argón.- Con un medio activo gaseoso de Argón emite una luz azul de 488 nm o bien verde de 488 a 514 nm b) Láser de Diodos.- Láser con medio activo tipo sólido (diodo semiconductor de arseniuro de galio y aluminio), emite luz roja con longitud de onda entre 830 a 904 nm Lámparas de Diodo Emisión LED.- dependiendo del semiconductor, utiliza de 7 a 21 diodos que emiten luz azul entre los 450 a los 480 nm con un pico en la longitud de onda a los 470 nm.³ Dependiendo de la fuente de luz e intensidad empleadas, se obtendrán un determinado grado de curado y un resultante coeficiente de resistencia en la resina compuesta.

Estudios comparativos de la microdureza superficial en diferentes resinas compuestas de uso dental, han sido realizados por diferentes autores y en todos ellos se han encontrado diferencias significativas.⁴⁻⁹ Por lo que el presente estudio pretende comparar la profundidad de polimerización provocada en un solo tipo de resina compuesta, foto curada por dos sistemas convencionales y un láser Innova 300 adaptado experimentalmente a una longitud de onda de 488 nm, para identificar cual fuente de luz resulta más efectiva al superar la profundidad de los 2 mm.

Materiales y Métodos

Para realizar el trabajo experimental del presente estudio, se empleó un solo tipo de resina compuesta: Filtek Z250 de la marca 3M ESPE ® (Tabla 1), dos diferentes fuentes de luz de fotocurado convencionales, descritas en la Tabla 2 y una fuente de luz láser no utilizada originalmente para este fin.

Tabla 1. Características de la resina compuesta utilizada en este trabajo

Resina compuesta	
Fabricante	3M ESPE Dental Products
Dirección	St Paul MN 55144-100 USA
Lote	5AP
Co polímeros	Bis-GMA/Bis EMA/UDMA
Color	1370 A1
Partículas de relleno	0.01µm - 3.5µm
Tiempo de fotocurado	40 segundos
Carga inorgánica %	76.00%
Polímero %	24.00%
Material de relleno	Sílice - Zirconia

Las características de las fuentes de luz convencionales empleadas (Figuras 1 y 2) son descritas en la Tabla 2; la fuente de luz laser se describe aparte debido a que no es un equipo de uso odontológico. Con el equipo descrito en la Tabla 3 fueron evaluadas algunas de las propiedades de las tres lámparas.

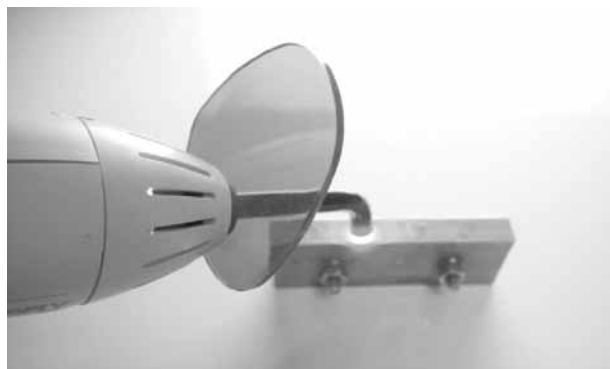


Figura 1. Fotopolimerizado con lámpara Halógena



Figura 2. Fotopolimerizado por Lámpara LED

Tabla 2. Características de las 2 lámparas convencionales de uso dental utilizadas

Lámparas	Spectrum 800	Ultralume 5
Fabricante	Caulk Dentsply ®	Ultradent ®Products USA
Dirección	Milford DE 199630359	505W10200S.Jodan UT84095
Serie	103249	511666
Fuente de luz	Halógena 14V, 35W, 5 Amp.	LED azul de 2 cristales
Terminal de emisión de luz	Fibra óptica de 90mm	Cubierta acrílica de 1mm de espesor

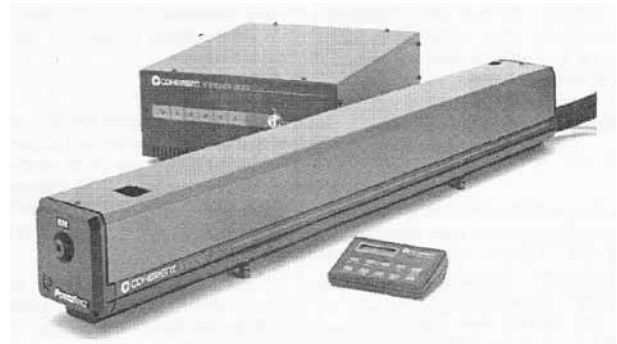


Figura 3. Equipo Láser INNOVA 300 C. Fuente: Manual del fabricante Coherent Inc ®

Tabla 3. Equipo utilizado para el análisis de las fuentes de luz

Equipos	Radiómetro digital	Multímetro Digital con celda solar	Termómetro infrarrojo
Marca	Coltolux Light Meter	Radio Shack	Radio Shack
Compañía	Coltene. Waldent. Inc.	Radio Shack	Radio Shack
Dirección	C.Drive Mahwah. NY 07430	Fort Worth Texas 76102	Fort Worth Tx. 76102
Modelo	C-7900 Serie. 1074074	22-812	Cat. No 22- 325

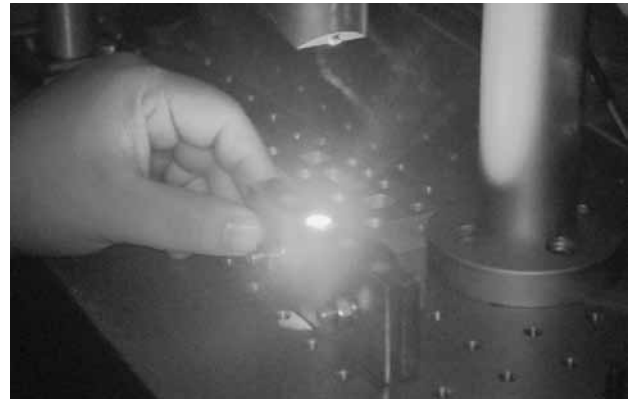


Figura 4. Fotopolimerizado con Láser INNOVA 300 C

Características del equipo Láser de laboratorio utilizado para fotocurar experimentalmente a la resina compuesta:

Láser de iones de argón INNOVA, serie 300 fabricado por C. Coherent Inc ®. Dirección del fabricante 51000 Henry Drive Santa Clara California 95054 USA.

Este equipo mostrado en la Figura 3, fue calibrado a 488 nm de longitud de onda en el rango de luz azul; así mismo fue adaptado el haz de luz coherente a una distancia de 1 mm desde el emisor de luz hasta la probeta que contenía a la muestra de la resina compuesta, dirigido el haz por espejos, como se puede ver en la Figura 4.

Moldes empleados para fotocurar la resina compuesta y medir los cambios de temperatura durante el fotocurado.

Se diseñó un molde de acero inoxidable constituido por dos placas de acero de 38 mm x 100 mm de longitud cada una, atravesadas por tornillos de acero inoxidable de 30 mm. de acuerdo a lo especificado por la norma ISO 4049 (2000) apartado 7.10.1.1 respectiva a la confección de moldes para el análisis de la profundidad de polimerización de los materiales clase 2, materiales que se polimerizan por la aplicación de una energía externa como la luz azul o el calor.¹⁰ Las medidas de los moldes fueron calibradas mediante un micrómetro digital de precisión Mitutoyo fabricado por Nicholson S.A. serie número 5C690. Se preparan en el molde, cuatro cavidades de forma cilíndrica con la finalidad de vaciar y fotocurar las pastas de resina compuesta, contenidas en un diámetro de 7 mm y a profundidades de 2.5 mm y

3.5 mm (Figura 5). La exposición a la luz de fotocurado fue de 40 segundos, igual para cada muestra. Después del vaciado el proceso de fotopolimerizado se realizó de manera individual. Las muestras curadas fueron pulidas y almacenadas en seco bajo condiciones de temperatura ambiente. Se confeccionó además un molde de aluminio constituido por dos placas, atravesadas por un tornillo de acero inoxidable, conformando una cavidad cilíndrica de 10mm de profundidad por 7mm de diámetro, conectado mediante dos terminales a un multímetro digital. (Figura 6)



Figura 5. Moldes probeta de acero inoxidable

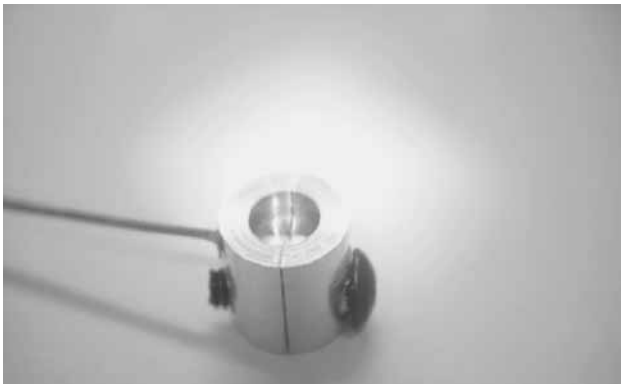


Figura 6. Censor termopar de aluminio

Se realizaron 5 diferentes tipos de análisis: 2 a la resina compuesta (microdureza y exotermia al curado) y 3 a las fuentes de luz (densidad de potencia de luz, intensidad lumínica y temperatura radiada)

Análisis de microdureza. La durometría se realizó a los 60 días de la fotopolimerización, y fue registrada en la cara inferior de las muestras (sitio profundo), realizando mediciones aleatorias entre los grupos obteniendo un total de 60 microdurezas. El durómetro Digital Vicker

(Tabla 4) fue programado en condiciones de carga de 1 Kg. Fuerza / 15 segundos). Las lecturas se registraron en unidades Knoop mediante un indentador Knoop con punta de diamante romboidea visible a 200 aumentos (Figura 7), de acuerdo a las normas ASTM E 92 y ASTM E 384. El análisis de microdureza Knoop se realizó observando y midiendo la longitud de la huella que marcó el indentador de diamante en forma romboidea contra la superficie de la resina compuesta ante la carga programada.¹¹

Análisis exotérmico durante el fotocurado. El multímetro digital conectado al termopar, registró la temperatura generada en el cuerpo de la resina compuesta al ser polimerizado por las diferentes fuentes de luz (Láser, LED y Halógena).

Análisis de Radiancia a las fuentes de luz polimerizantes. Las tres lámparas fueron analizadas en su densidad de potencia (mW/cm^2) empleando un radiómetro digital Colto lux Light Meter. Para medir la intensidad lumínica emitida por las tres fuentes de luz en milivatios se utilizó un Multímetro digital conectado a una foto celda solar de 5 x 8 cm. Adaptada para este análisis. Para determinar la temperatura asociada a la emisión de luz de las tres fuentes de luz, se utilizó un termómetro digital portátil infrarrojo. (Tabla 3)

Tabla 4. Equipo empleado para la Microdurometría

Durómetro Digital Vicker	
Adaptaciones	Unidades Knoop
Marca	Future Tech
Dirección	Tokio Japón
Modelo	FM-7 serie FM 7053

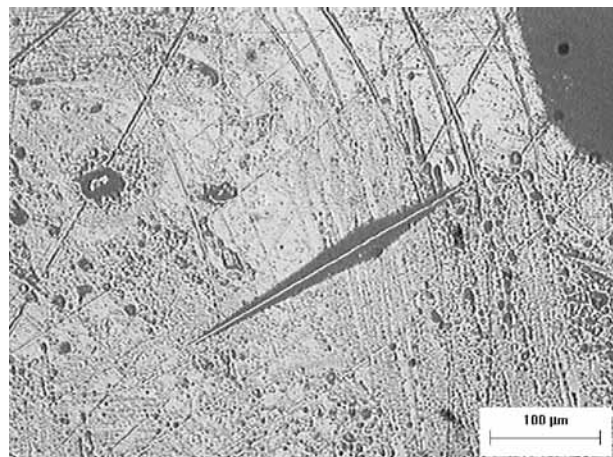


Figura 7. Huella Knoop en la superficie indentada, vista al microscopio electrónico a 200 aumentos

Análisis estadísticos

Se realizó un análisis de varianza de los resultados de microdureza, empleando el paquete estadístico Minitab versión 13.0, diseñando un modelo lineal de contraste de variables (Microdureza vs Lámpara, vs profundidad) con un intervalo de confianza para la media al 95%

Resultados

Las lecturas en la microdureza fueron afectadas, dependiendo de las lámparas empleadas, así como las profundidades como se observa en la Figura 8, donde se muestran los niveles de microdureza alcanzados por el fotocurado con tres fuentes de luz a dos profundidades, notándose superior el fotocurado con luz halógena a 2.5 mm de profundidad e inferior el fotocurado láser a 3.5 mm de profundidad.

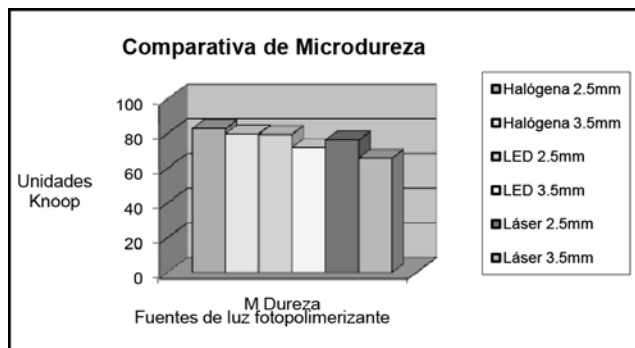


Figura 8. Niveles de microdureza de la resina compuesta foto polimerizada por 3 fuentes de luz en dos diferentes profundidades (2.5 mm y 3.5 mm)

Relación entre: Microdureza, lámpara, profundidad

En la Tabla 5 es posible identificar valores significativos en la relación lámpara-microdureza y en la relación profundidad-microdureza ($p < 0.05$), mas no así en la relación lámpara-profundidad

Tabla 5. Resumen del análisis de varianza de la microdureza según la fuente de luz y la profundidad

ANOVA Para Microdureza, a través de Tests para SS						
Fuente	DF	Seg SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Lámpara	2	1067.4	1067.4	533.7	4.49	0.016
Profundidad	1	733.6	733.6	733.6	6.18	0.016
Lámpara* Profundidad	2	141.5	141.5	70.8	0.60	0.555
Error	54	6412.7	412.7	118.8		
Total	59	8355.2				

Las gráficas siguientes muestran los efectos principales de las variables lámpara y profundidad sobre la microdureza:

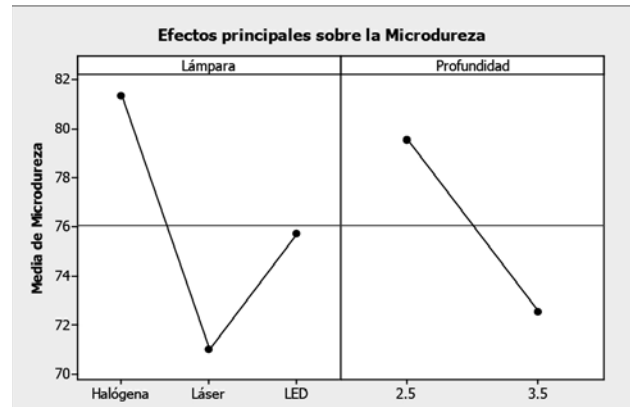


Figura 9. Gráfica que muestra la relación microdureza-profundidad por cada lámpara

En la Figura 9 observa que la lámpara de luz Halógena resultó ser la fuente polimerizante que mostró una variación menor en la microdureza, observando los valores promedios Knoop desde 81KHN a los 2.5 mm, hasta los 83 KHN a 3.5 mm de una profundidad.

Resultados de los análisis de Radiancia a las fuentes de luz polimerizantes

Tabla 6. Registros de densidad de potencia de luz, temperatura de emisión e intensidad voltaica radiada por las tres fuentes de luz empleadas

	Luz Halógena	Luz LED	Luz Láser
Lecturas al Radiómetro	440 mW/cm ²	810 mW/cm ²	174 mW/cm ²
Lecturas al Termómetro digital infrarrojo	20.6°C	3.6°C	No registrado
Lecturas al Multímetro	534 mV	461 mV	No registrado

Resultados del análisis exotérmico resultante del fotocurado en termopar

Se registró la temperatura transmitida a través de la masa de la resina compuesta al termopar desde 1 a 40 segundos de exposición a la luz; la Tabla 7 muestra una mayor temperatura acumulada para el fotocurado realizado con fuente de luz halógena.

Tabla 7. Registro del aumento gradual de la temperatura transmitida al termopar

Tiempos de fotocurado	Luz Halógena	Luz LED	Luz Laser
<20 segundos	1 °C	0 °C	0 °C
>20 segundos	2 °C	2 °C	1 °C
< 40 segundos	2 °C	2 °C	1 °C
40 segundos		2 °C	2 °C
Temperatura acumulada	5 °C	4 °C	3 °C

Discusión

Cabanes³ afirmó que la intensidad de luz respecto a la microdureza juega un papel determinante. La luz Halógena con una densidad de potencia menor a la fuente de luz LED de 3ª generación provocó una mayor profundidad de polimerización a 2.5mm y 3.5mm comprobando así que la naturaleza de la fuente de luz influye en la microdureza de acuerdo con los resultados de Leonard⁹ quien reconoce que las lámparas de

fotocurado LED requieren una mayor densidad de potencia de luz para competir en la profundidad de curado con los sistemas halógenos. Al respecto de la profundidad de polimerización de las resinas compuestas por efecto del fotocurado, Kurachi² y Dannheimer¹² mencionan como un factor importante a la frecuencia de la longitud de onda del espectro electromagnético de la luz fotopolimerizante. En la presente investigación se comparó la eficiencia de polimerización de dos fuentes de fotocurado convencionales de uso odontológico y un Láser de laboratorio de física de materiales, cuya naturaleza lumínica se basa en la emisión de iones de argón a través medio gaseoso, este equipo fue diseñado originalmente para pruebas ópticas en laboratorios de física de materiales. Cabe mencionar que este tipo de equipo láser de laboratorio no se habría utilizado anteriormente para fotocurar resinas dentales por lo que en la literatura no se encontraron antecedentes de fotocurado con este equipo en particular. El haber adaptado como fuente de polimerización el Láser INNOVA 300 de iones de argón requirió de una calibración especial del haz de luz coherente desde 800 nanómetros hasta un mínimo de 488 nanómetros, para hacerle incidir hacia la muestra, por lo que fue necesario aproximar los más posible la longitud de onda de la fuente de luz láser al pico de absorción óptimo de la sustancia fotoiniciadora del comosite. Este tipo de foto polimerización a distancia supone potenciales usos en otras áreas de la ciencia pues la luz coherente del equipo láser INNOVA 300 es capaz de proyectarse hasta un kilómetro de distancia sin disminución de sus cualidades físicas. Como referencia de la longitud de onda óptima para estimular el proceso de fotocurado se consideró la investigación de Theshima¹³ quien menciona los rangos de longitud de onda ideales para activar a las foto propagadoras responsables del fenómeno catalizador de la polimerización de las resinas fotosensibles. Por otro lado, las lecturas promedio de la microdureza en general, indicaron registros superiores a las 70 unidades Knoop a 2.5 mm de profundidad, en el caso particular de las resinas compuestas foto polimerizadas por luz Láser se obtuvieron registros adecuados de microdureza a 2.5 mm aún que su registro al radiómetro digital de la densidad de potencia se expresó menor a los 200 mW/cm² al radiómetro digital.

Con la intención de conocer la diferencia de intensidades entre las lámparas utilizadas, se realizaron registros de los milivoltios radiados por las diferentes fuentes de luz emitidas por los sistemas Halógena y LED. La fuente de luz láser en particular no manifestó registros de valores confiables por lo que fueron descartados sus resultados. La fuente de luz de Diodo emisión manifestó una

intensidad de luz menor a la halógena, pero una densidad de potencia mayor que la halógena al radiómetro, este fenómeno evidencia una naturaleza de radiancia distinta entre los sistemas halógeno y LED. Los registros de la temperatura fueron tomadas al termopar de aluminio mediante termómetro de infrarrojo durante el fotocurado y por sensores conectados a un equipo multímetro digital, de acuerdo con la metodología descrita por Schneider.¹⁴ Los resultados de las pruebas al termopar indicaron que la fuente de polimerización Halógena de 440mW/cm² provocó un mayor calentamiento en el cuerpo de las resinas compuestas respecto a la fuente de polimerización LED 810 mW/cm², observándose que la fuente de polimerización Láser de 174mW/cm² provocó el menor calentamiento transmitido desde el cuerpo de la resina hacia el termopar; al respecto, Cabanes³ menciona que la fuente de luz halógena por su naturaleza de incandescencia representa una mayor fuente de calentamiento durante el fotocurado respecto a otras fuentes de luz, en el presente estudio se comprobó este fenómeno. De acuerdo a los resultados del monitoreo térmico, es posible afirmar que si una lámpara halógena libera una temperatura de 20.6 °C en la terminal de fibra de vidrio, de estos solamente 5 °C son recibidos en el piso cavitario del órgano dental, por lo tanto entre más densidad de potencia libere la lámpara, más temperatura es capaz de transmitir hacia el órgano dentario. Considerando la extotermia propia del curado por efecto de la cinética de polimerización, explicamos el hecho de que las resinas compuestas foto polimerizadas por la lámpara LED, transmitieron más calor del que recibieron.

Las implicaciones adversas de un fotocurado incompleto de las resinas compuestas, se pueden manifestar como daño biológico al paquete vasculonervioso del órgano dental rehabilitado. Para comprender adecuadamente la relación entre la radiancia de las fuentes de polimerización, comportamiento catalítico, exotermia de curado y cualidades mecánicas de las resinas compuestas, se hacen necesarias exhaustivas investigaciones futuras, si se pretende llegar a proponer mejoras a los materiales dentales o a los procedimientos clínicos.

Conclusiones

De acuerdo a los resultados obtenidos, se puede concluir que:

1. La fuente de luz que generó registros de mayores microdurezas, fue la Halógena respecto a las demás (Halógena > LED > Láser)

2. A 2.5 mm de profundidad se registraron los mayores promedios de microdureza, significativamente superiores respecto a 3.5 mm de profundidad, durante el fotocurado en bloque de la resina compuesta.
3. No se manifestó variación significativa en la microdureza provocada por la interacción lámpara- profundidad.
4. La fuente de luz que generó los mayores registros de temperatura desde el cuerpo de la resina compuesta hacia un sensor fue la Halógena (>5 °C).
5. Fue posible fotocurar muestras de resina compuesta a 2.5 mm de profundidad desde 1 metro de distancia, con un equipo Láser INNOVA 300, calibrando su longitud de onda a 488 nanómetros.

Agradecimientos

Los autores quieren expresar su agradecimiento al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología CONACYT de México por su apoyo.

Por su colaboración A los doctores:

Murillo-Ramírez J.G, Farías-Mancilla J.R, Hernández-Gutiérrez A (departamento de pruebas mecánicas)
Y al Centro de Investigación en Materiales Avanzados CIMAV. SC.

Referencias

1. Christensen GJ. The light -curing mania. Journal of American Dental Association 2004: 135(4): 461- 463.
2. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of dental composite polymerized with experimental LED-based devices. Dental Materials 2001: 17(4):309-315.
3. Cabanes-Gambau G. Fuentes lumínicas para la foto activación en odontología. Revista Quintessence International 2003: 16(3): 171-177.
4. Matsumura H, Tanoue N, Atsuta M, Kitasawa S. A metal halide light source for laboratory curing of prosthetic composite materials. Journal of Dental Research, 1997: 76(2):688-693.
5. Lupi A. Fotopolimerizzazioni di materiale dentario composito con sorgente di luce al plasma. Journal of Evolutionary Dentistry 2002(2):1-6 http://www.dental-smile.com/2002/3-2-2002_2.htm.

6. Cook WD. Factors affecting the Depth of Cure of UV-Polymerized Composites. *Journal of Dental Research*; 1980: 59(5):800-808.
7. Asmussen E, Peutzfeld A. Influence of pulse-delay curing on softening of polymer structures. *Journal of Dental Research*, 2001: 80(6): 1570-1574.
8. Park SH, Kim S-S, Cho YS, Lee SY, Noh B-D. Comparison of Linear Polymerization Shrinkage and Microhardness Between QTH-cured & LED-cured Composites. *Operative Dentistry* 2005: 30(2):461-467.
9. Leonard DL. Polymerization efficiency of LED curing lights. *Journal of Esthetic Restorative Dentistry* 2002; 14(5): 286-295.
10. Comité Europeo de Normalización. Norma Europea en ISO 4049:2000 Materiales de obturación, restauración y sellado a base de polímeros. Universidad Complutense ICS11060.10. 2000: 3-34.
11. American Society for Metals Handbook Committee. *Metal Handbook*. ASM International Vol. 8, 1985; 15th reimpression 1995. ISBN: 0-87170-014-X.
12. Dannheimer MFG, Marais JT, Borman J, Germishuys PG, Neal JC. Surface hardness of light-cured composite resin cured directly or through a transparent matrix using three different light guides. *Journal of the Dental Association of South Africa* 1996: 51(4):193-195.
13. Theshima W, Namura Y, Tanaka N, Urabe H, Okazaki M, Nahara Y. Study of camphorquinone/ amine photo initiator systems using blue light-emitting diodes. *Biomaterials* 2003; 22(12): 2097-2103.
14. Schneider LFJ, Consani S, Sinhoreti MAC, Sobrinho LC, Milan FM. Temperature Change and Hardness with Different Resin Composites and Photo-activation Methods. *Operative Dentistry*, 2005:30(4): 516-521.
15. Álvarez C, Carrillo JS, Calatayud J, Carrillo I, Latorre R. Análisis comparativo de la microdureza de Rockwell superficial y Vickers en diferentes composites con esmalte y dentina natural. *Dentsply DeTrey Iberia* [www.dentsply-iberia.com/noticias/clinica /2001/\(spl\)9:1-7/1704htm](http://www.dentsply-iberia.com/noticias/clinica /2001/(spl)9:1-7/1704htm).
16. Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC, Powers JM. Color and Translucency of A2 Shade Resin Composites After Curing, Polishing and Thermocycling. *Operative Dentistry*: 2005: 30(4): 436-442.
17. Okada K, Tosaki S, Hirota K, Hume WR. Surface hardness change of restorative filling materials stored in saliva. *Dental Materials* 2001;17(1):34-39
18. Tachibana K, Kuroe T, Tanino Y, Satoh N, Ohata N, Sano H, Caputo A. Effects of Incremental curing on contraction stresses associated with various resin composite buildups. *Quintessence International* 2004: 35(4): 299-306.
19. Bennett AW, Watts DC. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation –time. *Dental materials* 2004:20(1):72-79.
20. Uhl A, Michellis C, Mills RW, Jandt KD. The influence of storage and indenter load on the Knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen technologies. *Dental Materials* 2004: 20(1): 21-28.
21. Tsai PCL, Meyers IA, Walsh LJ. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dental Materials* 2004: 20(4): 364-369.
22. Chye CH, Yap AUJ, Laim YC, Soh MS. Post-gel Polymerization Shrinkage Associated with Different Light Curing Regimens. *Operative Dentistry* 2005:30(4): 474-480.
23. Braga RR, Ferracane JL. Contraction stress related to degree of conversion and reaction Kinetics. *Journal of Dental Research*, 2002 81(2):114-119.
24. Nevarez-Rascon A, Aguilar-Elguezabal A, Orrantia-Borunda E, Bocanegra-Bernal MH. $Al_2O_{3(w)}-Al_2O_{3(n)}-ZrO_2 (TZ-3Y)_n$ multi-scale nanocomposite: An alternative for different dental applications?. *Acta Biomaterialia*. 2010;6 (2):563-570.

Correspondencia:

alfredonevarez@hotmail.com

Recibido para publicación: Julio de 2010
Aprobado para publicación: Noviembre de 2010



UNIVERSIDAD CES

Un Compromiso con la Excelencia

Resolución del Ministerio de Educación Nacional No. 1571 del 22 de marzo de 2007