

Aumento de la temperatura en la superficie dental durante la foto-polimerización

Temperature increase on the tooth surface during photo-polymerization

*Douglas Jarquín Hernández, Universidad Latina de Costa Rica, Costa Rica doug15jh@hotmail.com
Silvia Bonilla, Universidad Latina de Costa Rica, Costa Rica, silviacostarica@hotmail.com*

RESUMEN

Se sabe que durante el fotocurado de los materiales dentales se libera calor; ya sea por parte de la fuente emisora de luz o por la reacción de polimerización del compuesto utilizado. Este aumento de temperatura se transmite a los tejidos, el cual puede repercutir en ellos. Debido a esto, se realiza un estudio comparativo de la temperatura alcanzada durante la obturación y reconstrucción de piezas dentales in vitro, utilizando lámparas de fotocurado de tipo cuarzo-tungsteno-halógeno (QTH), LED y lámparas conformadas por 4 LED, y se analiza sus programaciones: modo rampa, modo intermitente y normal; y se proponen pautas clínicas para reducir los riesgos térmicos potenciales a la pulpa y tejidos de soporte.

PALABRAS CLAVE

Lámpara de fotocurado; LED; halógeno; resinas; irritación térmica.

ABSTRACT

It is known that the heat is released during light-curing of dental materials, either by the light emitting source or by the polymerization reaction of the compound used. This temperature increase is transmitted to tissues, which may have an effect on them. Due to this, a comparative study of the temperature reached during the sealing and reconstruction of teeth In vitro was performed, using light-curing lamps from the type quartz-tungsten-halogen (QTH), LED and lamps formed by 4 LEDs, analyzing their programming: Ramp Mode, Intermittent Mode, and normal: and clinical guidelines are proposed in order to reduce potential thermal risks to the pulp and supporting tissues

KEY WORDS

Light curing unit; LED; halogen; composite resin; thermal irritation

Recibido: 21 diciembre, 2015

Aceptado para publicar: 20 de abril de 2016

CONSIDERACIONES GENERALES

En Odontología, la necesidad de obtener resultados estéticos en restauraciones de piezas dentales, ha aumentado la demanda del uso de resinas compuestas. Estos materiales restauradores son comúnmente usados, debido a que ayudan a hacer preparaciones conservadoras; sin embargo, tiene desventajas como la microfiltración y la liberación de calor durante la polimerización. (Su-Jung, y otros, 2013).

Estos materiales, sumados a la polimerización de bases con lámparas de fotocurado y la conformación de las preparaciones, son fuentes potenciales causantes de un aumento de temperatura en las paredes de la preparación; al igual, tienen la capacidad de aumentar la temperatura intrapulpar. (Oberholzer T. G., Makofane, du Preez, & George, 2012).

Los factores que afectan el aumento de temperatura durante el fotocurado incluyen el tipo de lámpara, la intensidad de la luz, el tiempo de curado, la técnica utilizada, el tipo de resina compuesta, la cantidad de resina, el grosor del remanente dentinario y la presencia de capas de protección dentino-pulpar (Jakubinek, O'Neill, Felix, Price, & White, 2008).

En 1965, un estudio realizado por Zach & Cohen, en monos, reportó que un aumento de 5,5°C en la temperatura intrapulpar causó pulpitis o necrosis en un 15% de

los casos, una elevación de 11,2°C en un 60% y un aumento de 16,8°C en un 100%. Ericksson y Alberkton, citado por Su-Jung y otros (2013), reportaron que un incremento de temperatura de 10°C en el periodo puede causar reabsorción radicular y anquilosis. Baldissara, Catapano & Scotti (1997), al realizar un estudio in vivo en piezas humanas, con aumentos transitorios de temperatura de 8,9° a 14.7°C encontraron que no se causaba daño pulpar.

Rajesh, Anilkumar, Indira, Ramachandran & Srinivasan (2010), realizaron un estudio *in vitro* diseñado para medir y comparar la temperatura alcanzada en la cámara pulpar, con diferentes lámparas de fotocurado, donde verificaron que las LED producen significativamente menos aumento de temperatura que las QTH; además, entre los diferentes modos para fotocurar en las LED, el modo rápido produce mucho menor aumento de temperatura que los modos pulso y rampa.

Pereira Da Silva, Alves Da Cunha, Pagani & De Mello Rode (2010), demostraron que las lámparas de QTH causan mayor incremento en la temperatura del diente que las de tipo LED. En ambos casos la temperatura se mantuvo bajo los valores críticos que pueden causar daño pulpar.

En un estudio *in vitro* hecho por Santini, Watterson & Miletic (2008), se demostró que las lámparas LED trabajando a 1100 mW/cm² aproxi-

madamente, causan significativamente mayor aumento de temperatura intrapulpar, comparado con las halógenas convencionales que funcionan con unos 500 mW/cm²; sin embargo, las temperaturas alcanzadas se mantienen bajo los límites normalmente aceptados que causan daño pulpar.

MATERIALES Y MÉTODOS

En la cátedra de Operatoria Dental y Prostodoncia de la Carrera de Odontología de la Universidad Latina de Costa Rica, un grupo de estudiantes previamente calibrados en cuanto a la técnica de fotocurado, efectuó procedimientos de fotopolimerización de resinas compuestas *in vitro* de piezas para restaurar lesiones CI, CIII, CIV (según la clasificación de Black), cementar endopostes y reconstruir muñones con resina.

La población está conformada por 11 lámparas de fotocurado, de las cuales 2 son de cuarzo-tungsteno-halógeno (QTH): Denstply QHL75, 3M ESPE; 1 de diodos emisores de luz (LED) sencilla: RadiPlus, 6 unidades LED con fibra óptica: 3M Elipar S10, Woodpecker LED B, Rainbow LY-A180, SkySea LED B, Aphrodite DY-203, Gnatus LED B y 2 que funcionan con 4 LED's: S.P.E.C. 3 Coltene, y VALO.

La toma de datos se realizó en el momento del fotocurado de las restauraciones, utilizando aislamiento absoluto con dique de goma, registrando la temperatura antes de iniciar y durante la obturación de las preparaciones dentales, en un ambiente con temperatura de 22°C +2°C.

La diferencia de temperatura generada en las piezas dentales durante el fotocurado fue registrada y medida por un termopar de tipo K (cable de 0,5 +0,05mm) conectado al software DLH1000 V1.2.

Entre cada intervalo había un período de enfriamiento de 60 segundos.

Indicador	Subindicador	Medición
Temperatura	8,9° - 14,7°C	Leve
	14,8° - 37°C	Moderado
	> 37,1°C	Severo

Las mediciones se realizaron en intervalos constantes de fotocurado por 40, 20, 15, 4 y 3 segundos según las especificaciones del fabricante de cada lámpara, mientras el termopar se mantuvo en contacto con la salida del haz de la fuente de luz.

RESULTADOS

Se realiza una comparación de promedios de distribución de frecuencia según temperatura en grados centígrados por las lámparas de fotocurado. En las halógenas (QTH), se pudo observar que los valores más altos de temperatura al fotocurar durante 40 segundos, se obtuvieron en las muestras de la lámpara Dentsply QHL75 en los promedios finales.

El aumento de temperatura promedio en las piezas dentales al fotocurar con la lámpara Dentsply QHL75 fue de 5,54°C, mientras que con la 3M ESPE fue de 2,6°C, de acuerdo con el criterio de medición para la variable de lámparas de fotocurado de luz halógena se clasifica como temperatura leve.

Se compara las lámparas de fotocurado LED con fibra óptica, y sin fibra. La mayor temperatura la produce en promedio la lámpara Gnatus con 30,50°C, mientras que las que tienen promedios más bajos de temperatura son la Woodpecker LED B y la SkySea LED B con 27,61°C y 27,37°C, respectivamente.

El mayor aumento de temperatura promedio en las piezas dentales al fotocurar se da con la lámpara Gnatus LED B 6,21°C. El menor incremento lo presenta la Woodpecker LED B 3,11°C.

Comparando las lámparas LED con las QTH, se evidencia que los rangos de temperatura son parecidos, y contrasta con el estudio de Dogan y otros en 2009. En este,

mediante un análisis *in vitro*, se explica que las QTH producen mayor aumento de temperatura que las LED.

Al comparar las lámparas en modo rampa, la Raddi Plus de SDI es la única en el estudio que no posee fibra óptica, y se destaca por poseer las temperaturas más altas de las cuatro en modo rampa. El promedio máximo es de 30,35°C, luego sigue la Rainbow con 28,42°C; después la SkySea LED B con 28,32°C y, por último, la temperatura de Gnatus son 25,99°C.

La mayor diferencia de temperatura tomando en cuenta el promedio inicial y el final, la presenta SDI Raddi Plus (4,99°C), y la menor diferencia es la de la lámpara SkySea LED B (3,11°C).

Dogan y otros (2009) explican que este modo es eficaz para reducir la contracción por polimerización; pero esta programación necesita más tiempo de exposición, por lo que aumenta la temperatura de la resina y la dentina circundante. En este estudio las lecturas promedio de las lámparas ascendieron; y comparándolas contra el modo normal, solamente la SkySea LED B disminuyó su promedio de temperatura.

Entre las lámparas de fotocurado con fibra óptica capaces de programarse en modo intermitente, la Rainbow LY-A180 es la que mayor cantidad de calor produce en promedio, con 28,51°C, seguida por la Gnatus LED B, que produce 28,09°C y, de última, la SkySea LED B, con 26,94°C.

En cuanto al aumento de temperatura generado por las lámparas al fotocurar, la marca Rainbow LY-A180 produce mayor elevación (3,58°C), mientras que Gnatus LED B es la que menor cambio de temperatura produce (2,34°C).

Al comparar lámparas de fotocurado de 4 LEDs, la lámpara VALO fue analizada a una potencia de 1000 mW/cm² durante 20 segundos, mientras que la S.P.E.C 3 se analizó a una potencia de 1600 mW/cm² durante 15 segundos, según las instrucciones del fabricante.

La lámpara S.P.E.C. 3 presenta mayor promedio de temperaturas en casi todas las mediciones, excepto en la tercera toma, donde emite 29,84°C, siendo su menor valor, mientras que la VALO promedia en esa medición 31,17°C. Cabe destacar que la S.P.E.C. 3 polimeriza los materiales en tan solo 15 segundos, a diferencia de VALO, que tarda 5 segundos más; aun así produce más calor en la mayoría de pruebas.

El aumento de temperatura promedio en las piezas dentales al fotocurar con la lámpara VALO, fue de 4,58°C, mientras que con la S.P.E.C. 3 fue de 4,79°C. Aunque su tiempo de exposición es menor, su Intensidad de luz es mayor, lo que genera mayor calor en la pieza dental; según Mousavinasab & Meyers (2011), la intensidad de luz y el tiempo de exposición son los factores más importantes en el cambio de temperatura.

Al utilizar el modo intermitente a máxima intensidad con la lámpara S.P.E.C Coltène a 3000 mW/cm², la principal temperatura registrada fue de 40,46°C, la cual es la mayor medida, mientras que la menor es de 28,67, promediando 33,37°C entre todos los resultados, con la diferencia de 8,24°C entre temperaturas. De acuerdo con el criterio de medición para la variable de lámparas de fotocurado de luz LED, se clasifica como temperatura moderada.

Esta lámpara debe utilizarse con precaución, principalmente en cavidades profundas, ya que al igual

que con el estudio de Haning&Bott (1999), se evidencia que las lámparas que tienen con salida de alta energía causan significativamente mayor temperatura en el diente, si se las compara con las convencionales.

Al utilizar las diferentes potencias en modo intermitente rápido de lámpara de 4 LEDs VALO, no se observa un cambio significativo en la temperatura; con una intensidad de 1400 mW/cm² se fotocuró durante 4 segundos. De la misma manera con 3200 mW/cm² se fotocuró durante 3 segundos.

Las temperaturas máximas alcanzadas fueron 26,48°C y 25,97°C para cada programación, respectivamente. Se puede evidenciar que en ningún caso la temperatura se eleva más de 1°C desde la dental inicial, debido al corto tiempo de exposición. De acuerdo con el criterio de medición para la variable de lámparas de fotocurado de luz LED se clasifica como temperatura moderada.

DISCUSIÓN

- La temperatura generada por las lámparas halógenas (QTH) se encuentra dentro del rango promedio de la generada por las unidades de LED. Ambos tipos se clasifican dentro del criterio de medición para este estudio como temperatura moderada.
- No existe una programación estandarizada que genere menos temperatura para todas las lámparas por igual. La cantidad de calor generada es influenciada por las características de la unidad de fotocurado.
- Las lámparas con salida de alta energía causan significativamente mayor temperatura en el diente, si se las compara con

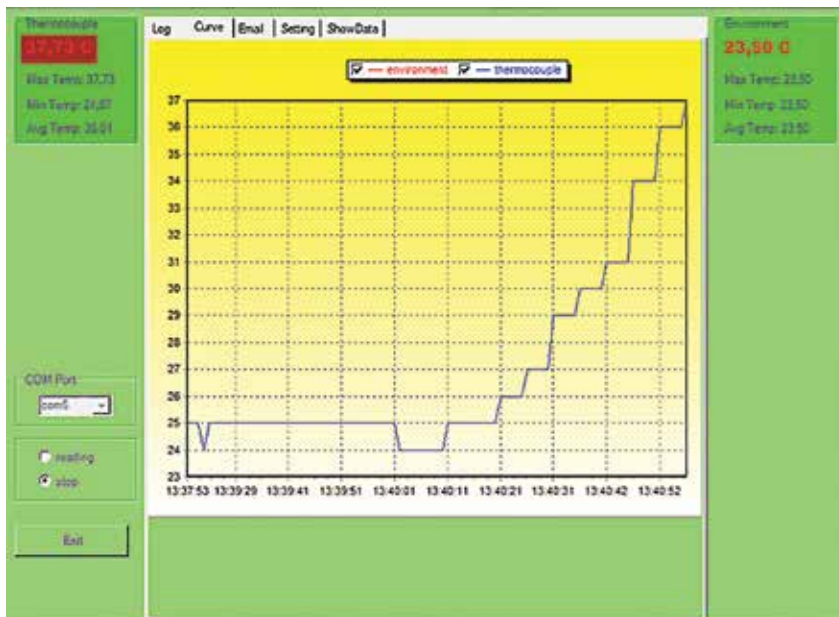
las convencionales, por lo que los clínicos deben tener precaución sobre el riesgo térmico potencial para la pulpa al polimerizar materiales.

- El tono de la resina, el grado de porosidad en el material, la temperatura inicial de la resina y el grosor del material, pueden influenciar el aumento de temperatura. (McCabe, 1985).
- En programación Rampa de las lámparas LED con fibra, las lecturas promedio ascendieron, comparándolas contra el modo normal; sin embargo, la lámpara SkySea LED B fue la única que disminuyó su promedio de temperatura.
- No hay mayor diferencia entre la temperatura generada por las lámparas de fotocurado LED con fibra óptica y la analizada que no tiene fibra, en las programaciones normal y rampa.
- La temperatura generada por las lámparas halógenas (QTH) se encuentra dentro del rango

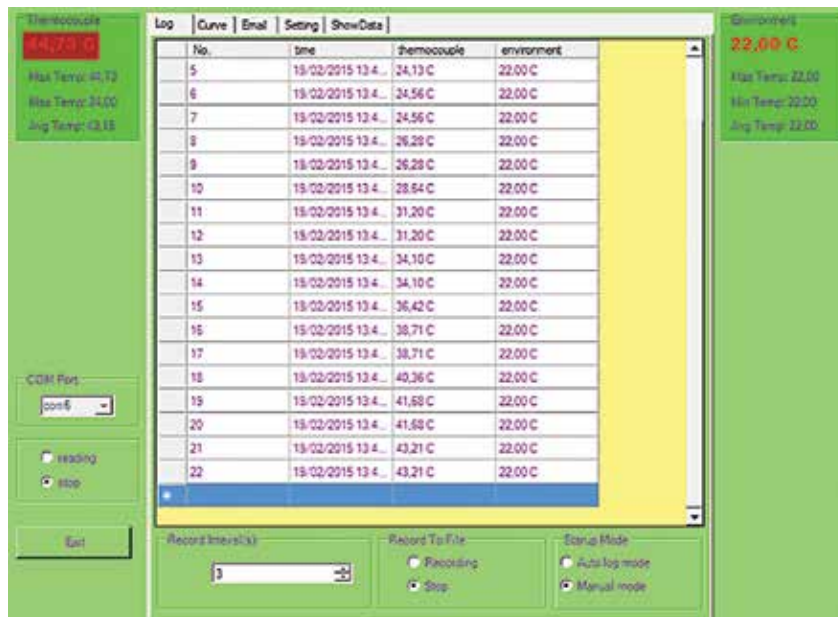
promedio de la creada por las unidades de LED, ambos tipos se clasifican dentro criterio de medición para este estudio como temperatura moderada.

CONCLUSIÓN

- Se deben respetar los tiempos de fotocurado y enfriamiento dictados por las lámparas de fotocurado, para evitar lesiones a tejidos, debido a su sobrecalentamiento.
- En cavidades profundas o cercanas a la encía es preferible utilizar programaciones de baja intensidad para la polimerización del sistema adhesivo o las primeras capas cercanas al piso pulpar, para reducir la cantidad de calor emitida, de acuerdo con Kramer y otros, 2008.
- La aplicación de aire con la jeringa triple durante la irradiación es el método más eficaz para reducir el sobrecalentamiento, pero con cuidado de no reseca los tejidos dentales;



Medición de la lámpara LED marca V.A.L.O, al fotocurar durante 40 segundos. (Modo normal 1000 mW/cm²)



No.	time	thermocouple	environment
5	19/02/2015 13.4...	24.13 C	22.00 C
6	19/02/2015 13.4...	24.56 C	22.00 C
7	19/02/2015 13.4...	24.56 C	22.00 C
8	19/02/2015 13.4...	26.28 C	22.00 C
9	19/02/2015 13.4...	26.28 C	22.00 C
10	19/02/2015 13.4...	28.64 C	22.00 C
11	19/02/2015 13.4...	31.20 C	22.00 C
12	19/02/2015 13.4...	31.20 C	22.00 C
13	19/02/2015 13.4...	34.10 C	22.00 C
14	19/02/2015 13.4...	34.10 C	22.00 C
15	19/02/2015 13.4...	36.42 C	22.00 C
16	19/02/2015 13.4...	38.71 C	22.00 C
17	19/02/2015 13.4...	38.71 C	22.00 C
18	19/02/2015 13.4...	40.36 C	22.00 C
19	19/02/2015 13.4...	41.68 C	22.00 C
20	19/02/2015 13.4...	41.68 C	22.00 C
21	19/02/2015 13.4...	43.21 C	22.00 C
22	19/02/2015 13.4...	43.21 C	22.00 C

también se debe irrigar con agua al finalizar la polimerización. (Onisor, y otros, 2011)

- De acuerdo con la prueba de estadística para medir el nivel de significancia de las variables, no hay evidencia para afirmar que las lámparas de fotocurado QTH, producen más calor que las LED. ■■■

Medición de la lámpara LED marca S.P.E.C de Coltène, al fotocurar durante 30 segundos. (Modo intermitente 3000 mW/cm²)



Termopar de tipo K (cable de 0,5 +0.05mm). El cable negro es la conexión USB para la computadora, el cable plateado tiene el sensor de temperatura y el cuerpo azul posee un sensor interno para la temperatura ambiente.



Medición de temperatura mediante el termopar, mientras se realiza el fotocurado.



Registro en tiempo real de temperatura de la pieza dental.

BIBLIOGRAFÍA

- Baldissara, P., Catapano, S., & Scotti, R. (1997). *Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study*. *Journal of Oral Rehabilitation*, 791-801.
- Dogan, A., Hubbezoglu, I., Dogan, O. M., Bolayir, G., & Demir, H. (2009). *Temperature Rise Induced By Various Light Curing Units Through Human Dentin*. *Dental Materials Journal*, 253-260.
- Jakubinek, M. B., O'Neill, C., Felix, C., Price, R. B., & White, M. A. (2008). *Temperature excursions at the pulp-dentin junction during the curing of light-activated dental restorations*. *Dental Materials*, 1468-1476.
- Mousavinasab, S. M., & Meyers, I. (2011). *Comparison of Depth of Cure, Hardness and Heat Generation of LED and High Intensity QTH Light Sources*. *European Journal of Dentistry*, 299-304.
- Oberholzer, T. G., Makofane, M. E., du Preez, I. C., & George, R. (2012). *Modern High Powered Led Curing Lights and Their Effect on Pulp Chamber Temperature of Bulk and Incrementally Cured Composite Resin*. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 50-55.
- Pereira Da Silva, A., Alves Da Cunha, L., Pagani, C., & De Mello Rode, S. (2010). *Temperature rise during adhesive and composite polymerization with different light-curing sources*. Recuperado el 1 de setiembre de 2014, de PubMed: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20502430>
- Rajesh Ebenezar, A. V., Anilkumar, R., Indira, R., Ramachandran, S., & Srinivasan, M. R. (2010). *Comparison of temperature rise in the pulp chamber with different light curing units: An in-vitro study*. *Journal of Conservative Dentistry*, 132-135.
- Santini, A., Watterson, C., & Miletic, V. (2008). *Temperature Rise Within the Pulp Chamber During Composite Resin Polymerisation Using Three Different Light Sources*. *Open Dental Journal*, 137-141.
- Su-Jung, K., Yoon-Jung, P., Sang-Ho, J., Jin-Soo, A., In-Bog, L., Byeong-Hoon, C., Deog-Gyu, S. (2013). *Thermal irritation of teeth during dental treatment procedures*. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 105-112.
- Zach, L., & Cohen, G. (1965). *Pulp response to externally applied heat*. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 515-30.