

Conceptos Básicos para la Toma de Decisiones Clínicas Que Impactan en la Calidad de la Fotopolimerización

Basic Concepts for Clinical Decision-making That Impact the Quality of Photopolymerization

Recibido: 08/08/2025

Aceptado: 26/11/2025

Rivelli M, Picca M

Universidad de Buenos Aires. Facultad de Odontología. Cátedra de Materiales Dentales. Buenos Aires, Argentina.

Cita (APA)

Rivelli, M., y Picca, M. (2025). Conceptos básicos para la toma de decisiones clínicas que impactan en la calidad de la fotopolimerización. *Revista de la Facultad de Odontología. Universidad de Buenos Aires*, 40(96), 73–80. <https://doi.org/10.62172/re-vfouba.n96.a280>

RESUMEN

La fotopolimerización de resinas compuestas es un procedimiento esencial en odontología restauradora. Sin embargo, su éxito clínico puede verse comprometido cuando no se consideran variables críticas del proceso. Este trabajo analiza la importancia de conocer los fundamentos físicos y químicos implicados, particularmente en relación con las características de las unidades de fotocurado (tipo de emisión, intensidad, distancia de la guía de luz) y los distintos fotoiniciadores presentes en los materiales restauradores. Se brinda la información básica sobre cómo la interacción entre la luz emitida y el fotoiniciador afecta la conversión del monómero, así como la calidad final de la restauración. Se concluye que una comprensión adecuada de estos factores contribuye a mejorar la eficacia del procedimiento clínico y la longevidad de las restauraciones compuestas.

Palabras clave: unidades de curado. polimerización. fotoiniciadores. longitud de onda. grado de conversión.

ABSTRACT

The photopolymerization of composite resins is an essential procedure in restorative dentistry. However, its clinical success can be compromised when critical process variables are not considered. This paper analyzes the importance of understanding the physical and chemical fundamentals involved, particularly in relation to the characteristics of light-curing units (type of emission, intensity, distance from the light guide) and the different photoinitiators present in restorative materials. Basic information is provided on how the interaction between the emitted light and the photoinitiator affects monomer conversion, as well as the final quality of the restoration. It is concluded that a proper understanding of these factors contributes to improving the efficacy of the clinical procedure and the longevity of composite restorations.

Keywords: curing units. polymerization. photoinitiators. wavelength. degree of conversion.

INTRODUCCIÓN

En la odontología actual la adhesión y el sellado marginal de las restauraciones dentales realizadas con materiales a base de resinas como los composites son esenciales para lograr durabilidad y funcionalidad de dichas restauraciones (Cadenaro et al., 2019). Estos materiales alcanzan sus propiedades mecánicas y ópticas finales a través del proceso de polimerización por adición, caracterizado por la conversión de los enlaces dobles carbono-carbono de los monómeros en enlaces simples carbono-carbono que conectan un monómero con otro, formando una cadena larga y enlaces cruzados entre cadenas, que transforman los monómeros iniciales en un polímero rígido y fuerte.

Se ha estimado que las restauraciones con composite tienen una vida útil promedio de 6 a 7,2 años y una de las principales razones para el reemplazo, que no ha cambiado en los últimos años, es la caries secundaria (Rasines Alcaraz et al., 2021; Van Nieuwenhuisen et al., 2003).

La caries secundaria está fuertemente relacionada con una interfaz sustrato dentario-adhesivo-composite débil y uno de los elementos clave involucrado es el correcto endurecimiento de los materiales intervinientes, sistema adhesivo y composite.

Por ello, es fundamental comprender la tecnología actual de las unidades de fotopolimerización basadas en diodos emisores de luz (Light Emitting Diode, LED), así como los modos en que la luz interactúa con los materiales de restauración. Esto incluye un enfoque especial en las moléculas fotoiniciadoras, ya que su correcta activación es vital para optimizar los resultados clínicos y mejorar la experiencia del paciente.

El objetivo de este artículo es brindar información clara y práctica en relación a las unidades de curado de uso actual, los términos involucrados en el

proceso de polimerización y conocer sobre los distintos sistemas de fotoiniciación, los cuales conforman las distintas composiciones de los materiales fotosensibles. También una apreciación de las diversas consecuencias adversas de la subpolimerización de los materiales de restauración como los composites.

DESARROLLO

Un haz de luz visible blanca consta de un rango (o espectro) de longitudes de onda. Como demostró Isaac Newton, la luz blanca puede dividirse mediante un prisma de vidrio en sus rangos de longitud de onda constituyentes, del rojo al violeta, a menudo representados con las letras mayúsculas ROYGBIV (son las primeras letras de la denominación de los colores en inglés; red, orange, yellow, green, blue, indigo y violet). La luz visible es simplemente una parte central de todo el espectro electromagnético (Watts, 2023) (Figura 1), con el ultravioleta extendiéndose más allá del violeta y el infrarrojo, y luego las ondas de radio extendiéndose más allá del rojo.

Para comprender mejor este tema se tiene que nombrar unidades según el Sistema Internacional de Unidades (SI) y mencionar algunos conceptos de la física. La luz se comporta como una corriente de partículas (fotones) los cuales exhiben características ondulatorias propias. En términos de ondas, un haz de luz tiene una determinada longitud de onda que es la distancia entre picos o crestas sucesivos (Figura 2), por ejemplo, la luz que se ve azul tiene 470 nm (nanómetros) de longitud de onda (Lohbauer et al., 2005).

En el Sistema Internacional de Unidades, el vatio (símbolo W) es una unidad de potencia o flujo radiante que expresa la tasa de transferencia de energía. Por lo tanto, la potencia (W) se define como energía (julios) por unidad de tiempo, o específicamente, julios por segundo (Price, 2014). En el contexto de la fotopolimerización, cuando la potencia de la unidad de fotocurado LED es alta, la misma cantidad de

El espectro electromagnético

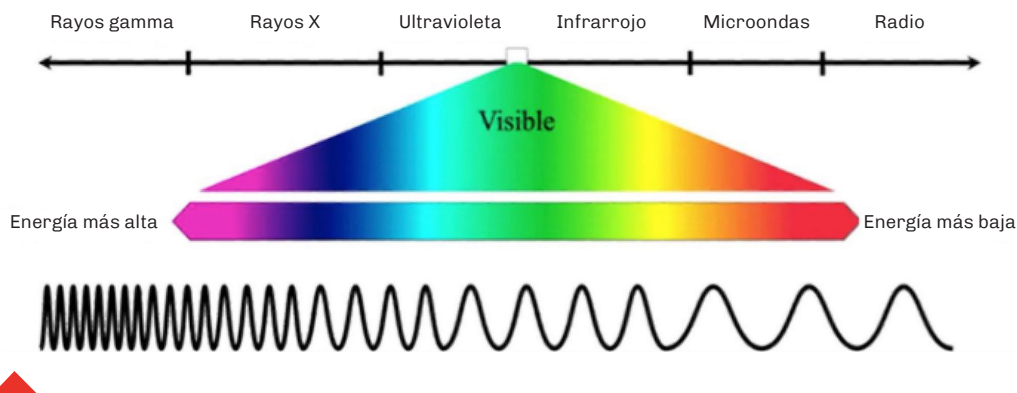


FIGURA 1. Espectro electromagnético de la luz visible. Fuente. adaptada de Watts (2023, p. 3).

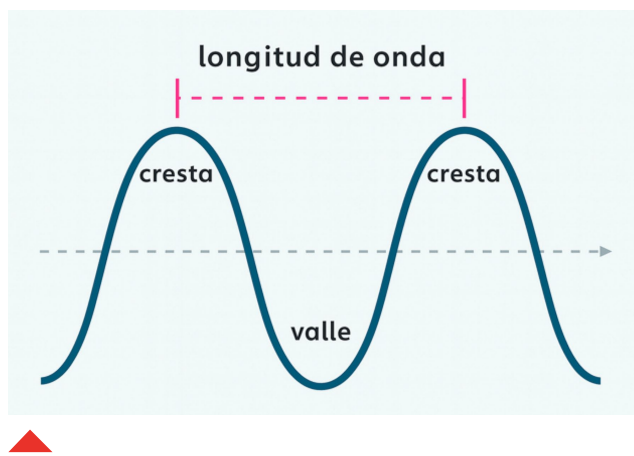


FIGURA 2. La longitud de onda es la distancia entre picos o crestas sucesivos. Fuente: elaboración propia.

energía puede entregarse en menos tiempo, lo que permite reducir el tiempo de exposición; por el contrario, si la potencia es baja, será necesario aumentar el tiempo de exposición para alcanzar la energía total requerida. En definitiva, lo que determina la calidad de la polimerización es la energía total recibida por el material (expresada en J/cm^2), la cual resulta del producto entre la potencia de la unidad de fotocurado y el tiempo de exposición.

La luz emerge de la guía de luz de la unidad de fotocurado LED (o fibra óptica) la cual tiene un área de salida definida, esto se conoce como la emitancia radiante (las unidades mW/cm^2) (Price et al., 2020). Por lo tanto, al utilizar una unidad de fotopolimerización LED, la emitancia radiante (mW/cm^2) es una medida de la potencia de salida (vatios) por unidad de área.

La luz que sale de una guía de luz está diseñada para incidir sobre la superficie objetivo del material a polimerizar. Cuando la luz incide sobre una superficie, la cantidad de luz recibida se denomina irradiancia, se utilizan las mismas unidades que la emitancia radiante (también mW/cm^2). En la práctica diaria la superficie de salida de la luz debe estar lo más cerca posible a la superficie del material a polimerizar para que la irradiancia (la luz que recibe el material) no sea menor que la emitancia radiante (la luz que emerge del extremo de salida de la fibra óptica). Esto es importante porque, de lo contrario, el material recibiría menos energía, lo que podría afectar el proceso de polimerización.

La exposición radiante o simplemente energía es la irradiancia por el tiempo. Esta definición sirve para saber, por ejemplo, si la luz que recibe la superficie del material se mantiene constante en el tiempo. En la práctica diaria una de las acciones es controlar que las baterías de la unidad de fotopolimerización LED estén óptimamente cargadas porque de lo contrario esto puede hacer variar la exposición radiante, es decir la luz que emite la unidad de fotopolimerización LED en el tiempo (Price, 2014).

Una unidad de fotocurado LED dada puede utilizarse en el mismo modo de salida, por ejemplo, modo estándar o continuo, emisión constante de luz para curado general; modo de alta potencia, curado rápido con mayor irradiancia; modo pulsante, emisión en pulsos para reducir el calor; modo *soft start*, curado gradual para evitar tensiones internas; pero con puntas ópticas de diferente diámetro. En cualquier caso, la potencia total de salida (W) permanecerá constante. Sin embargo, si se utiliza una punta de menor diámetro, la irradiancia (W/cm^2) será mayor que con una punta de mayor diámetro.

Otro elemento a tener en cuenta es la uniformidad espectral de la luz que emite la unidad de fotocurado LED. Cuando se emiten fotones desde la guía de luz de una unidad de fotocurado LED, es tentador asumir que su densidad numérica es uniforme y constante en toda la superficie de la guía óptica. Desafortunadamente, existen muchos diseños de baja calidad que presentan puntos calientes y fríos peligrosos dentro del haz de luz (Diab et al., 2021). Los puntos calientes son áreas dentro del haz de luz donde la irradiancia es significativamente más alta que en otras partes. Estos puntos pueden generar un curado excesivo en las áreas donde están presentes, lo que podría generar tensiones internas en el material. Los puntos fríos son áreas donde la irradiancia es insuficiente o incluso nula. Esto puede dar lugar a un curado incompleto o deficiente en esas zonas del material (André et al., 2018).

Por ello, los odontólogos deben buscar un buen diseño óptico en la unidad de fotocurado LED que pueda homogeneizar el haz de luz de manera que, tanto la irradiancia como el espectro de emisión o longitud de onda, se distribuyan uniformemente a lo largo de la guía de luz, es decir, que no haya puntos calientes y/o fríos (Figura 3).

Por otro lado, en la composición básica de los composites se pueden encontrar principalmente tres componentes, una matriz orgánica representada por monómeros, partículas inorgánicas y un agente de acoplamiento (molécula vinil-silano) para unir la fase orgánica con la fase inorgánica para que el material se comporte como una unidad (Stansbury y Dickens, 2001). Los composites contienen otros componentes importantes como los sistemas de iniciación o iniciadores para desencadenar la polimerización, inhibidores para prevenir reacciones secundarias de polimerización no deseada o formación de subproductos, y pigmentos (o tintes) para igualar el tono del material lo más apropiado con la pieza dentaria natural.

Los monómeros generalmente son dimetacrilato de diglicidilo de bisfenol A (Bis-GMA), dimetacrilato etoxilado de bisfenol A (Bis-EMA) y dimetacrilato de uretano (UDMA), y como diluyentes para ajustar la viscosidad del material, el dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA), el dimetacrilato de decanodiol (D3MA) y el metacrilato de 2-hidroxietilo (HEMA) son los más comúnmente utilizados. La fase inorgánica

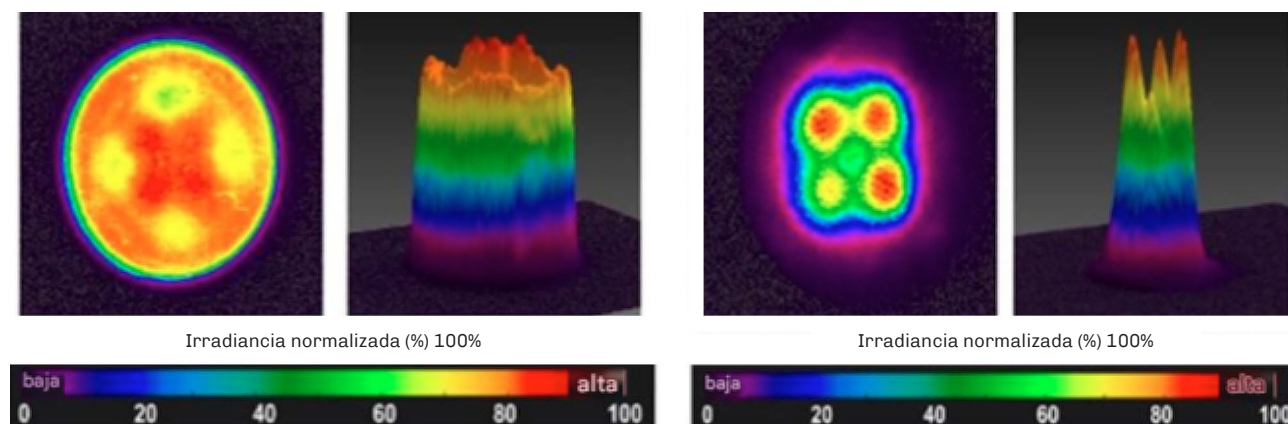


FIGURA 3. En estas imágenes se muestran perfiles representativos de dos unidades de fotocurado (Light Curing Unit, LCU) bien diseñadas, que exhiben altos niveles de uniformidad en todo el haz. Fuente: adaptada de Watts (2023, p. 4).

comprende partículas de relleno que están conformadas principalmente por sílice y cuarzo, en tamaños que van desde nanómetros a cientos de micrómetros en diferentes formas, esféricas, irregulares, mixtas también fibras y tienen como función principal proporcionar las propiedades mecánicas al material, tales como rigidez, resistencia flexural, resistencia al desgaste, radiopacidad y algunas características ópticas (Bowen, 1963; Cho et al., 2022; Zimmerli et al., 2010).

El primer sistema de fotoiniciador de luz visible para odontología que se sigue utilizando actualmente es el sistema canforquinona (CQ) en combinación con una amina. La CQ es un compuesto amarillo, que absorbe longitudes de onda azules (aproximadamente 470 nm) de la luz visible.

Dentro de los composites dentales, los sistemas de fotoiniciadores adecuados responden a (absorben) la luz azul y/o violeta visible (Ferracane 2024). Los sistemas de fotoiniciadores se pueden clasificar en dos tipos: Norrish Tipo I y Norrish Tipo II. La canforquinona/amina es un sistema de Tipo II. La absorción de fotones transforma las moléculas de CQ a un estado excitado (de mayor energía) que luego es capaz de reaccionar con un co-iniciador de amina para generar radicales libres. Más recientemente, también se han utilizado sistemas de Tipo I que implican un mecanismo de escisión de enlace más simple. Ambos tipos resultan en la formación de radicales libres, es decir, moléculas altamente reactivas con un electrón desapareado. Estos inician un proceso fotoquímico que origina reacciones de polimerización por adición de radicales libres actuando sobre el doble enlace carbono-carbono presente en el esqueleto de los monómeros que constituyen la fase orgánica. La propagación de la reacción de polimerización implica cadenas con extremos con radicales que reaccionan con moléculas de monómero sucesivas (Cook y Chen, 2011).

Algunos sistemas de fotoiniciación absorben con mayor intensidad una longitud de onda más corta en

la zona del violeta (aprox. 410 nm) que en la región azul (aprox. 470 nm). Dichos sistemas de fotoiniciación pueden evitar la coloración amarilla residual en el composite después de la irradiación (Hadis et al., 2024). Esto es especialmente importante para el diseño de composites de matices blancos adecuados para pacientes después del blanqueamiento dental o que requieran una restauración de color claro. Se pueden nombrar a la Lucerina (TPO, óxido de difenil (2,4,6-trimetilbenzoi), PPD (fenilpropanodiona), Ivocerin que absorben un rango de longitud de onda de 380-410 nm, 390-460 nm y 390-445 nm respectivamente (Figura 4).

Esta disponibilidad de fotoiniciadores alternativos ha promovido el diseño y la producción comercial de unidades de fotocurado LED que incorporan dos tipos de chip LED: de 470 nm (azul) y/o 410 nm (violeta) de salida espectral máxima. Algunos dispositivos tienen un chip de 410 nm y tres chips 470 nm. Los diseños de la cantidad y disposición de chips LED varía según las distintas marcas comerciales (Figura 5). En consecuencia, los fotones azul y violeta se emiten juntos y emergen a través de la guía óptica de la unidad de fotocurado LED. Algunas veces, tales dispositivos se denominan polywave aunque ese término puede estar sujeto a derechos comerciales de autor, multichip o multiled es una alternativa aceptable. Entonces en el mercado actual se pueden encontrar unidades de curado monochip que emite una longitud de onda de alrededor de 470 nm (azul) y multichip que emite una longitud de onda de alrededor de 410 nm y 470 nm (violeta y azul respectivamente) (Jandt y Mills, 2013; Palin et al., 2018).

Se deben observar las especificaciones brindadas por el fabricante tanto de la unidad de fotocurado como de los materiales que se vayan a utilizar sino ocurrirá una subpolimerización de los mismos. Esto puede ocasionar ruptura de la matriz de resina, mayor desgaste y fracturas, aumento de la elución de monómeros, cambios de color, resistencia de unión

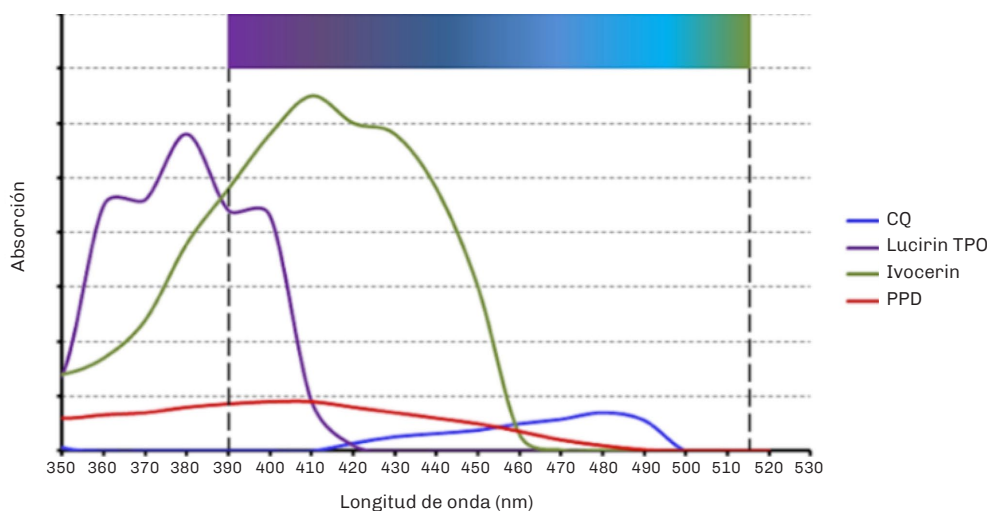


FIGURA 4. Perfiles de absorción espectral de fotoiniciadores comunes presentes en formulaciones de compuestos de resina. CQ es canforquinona, TPO es óxido de difenil (2,4,6-trimetilbenzoil) fosfina y PPD es fenilpropanodiona. Fuente: adaptada de Price (2017) por Hasanain y Nassar (2021, p. 6).

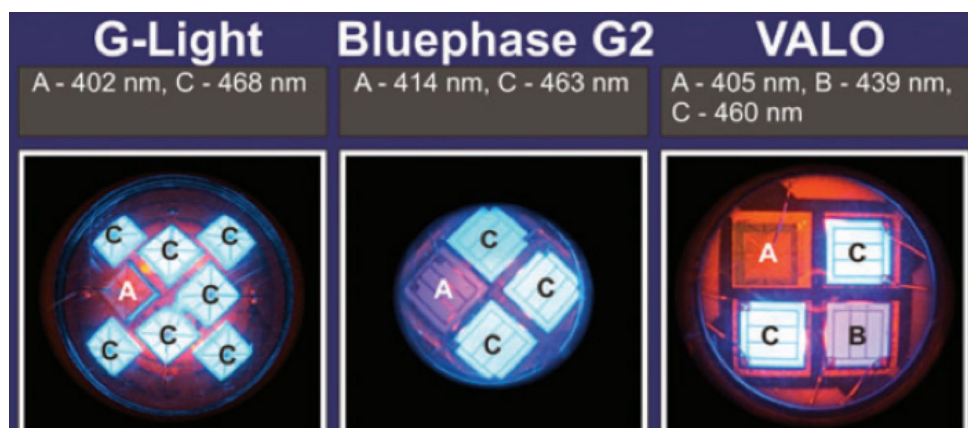


FIGURA 5. Unidades de fotocurado con chips LED de diferentes longitudes de onda (chip LED azul y chip LED violeta). Fuente: adaptada de Price et al. (2010a, p. 375).

reducida, aumento de la colonización bacteriana, caries secundaria. principal causa del fracaso de las restauraciones (Durner et al., 2021).

La penetración de la luz en restauraciones de resina compuesta se va atenuando a medida que interacciona con la masa del material, por ello es importante respetar la profundidad de curado del composite utilizado. (Price et al., 2000).

En primer lugar, a medida que la luz o el flujo de fotones de la guía óptica de la unidad de fotocurado LED alcanza la superficie del composite objetivo, algunos pueden perderse si la guía óptica se encuentra a cualquier distancia del objetivo. Esto se debe al ángulo de divergencia del haz de luz, por lo que la irradiancia generalmente disminuye con la distancia desde la guía. Por eso es importante la distinción entre la emitancia radiante e irradiancia. Estas cantidades sólo

son numéricamente iguales cuando la punta está en proximidad inmediata al objetivo. Clínicamente, esto no siempre es posible; por ejemplo, en una preparación de Clase I o Clase II, las cúspides remanentes pueden crear un espacio con cierta distancia para la guía óptica, por encima de la superficie oclusal de la restauración. Siempre que la situación clínica lo permita se debe colocar el extremo de la guía lo más cerca posible del material (Shortall et al., 2008).

En segundo lugar, cuando la luz incide sobre la superficie del composite objetivo, una fracción significativa puede reflejarse. En tercer lugar, la luz que penetra en la superficie superior del composite se atenuará mediante dos procesos principales: absorción y dispersión. La dispersión de la luz es común en las interfaces internas, especialmente donde hay una diferencia de índice de refracción

(n) entre dos fases, como la fase orgánica de monómeros y las partículas de relleno. La dispersión aumenta apreciablemente con longitudes de onda más cortas, por lo que la luz azul penetra más que la luz violeta. El tamaño de las partículas de relleno tiene un efecto importante. Cuando los diámetros de partículas o fibras son mayores que la longitud de onda de la luz (aprox. 470 nm o 0,47 μ m), el haz de luz ve las partículas y se refracta a medida que pasa a través de ellas, es decir, se dispersa desde su dirección de viaje original. Por el contrario, las nanopartículas (aproximadamente 100 nm) no son vistas por el haz de luz y, por lo tanto, no dispersan la luz (Price et al., 2010b).

Todo lo expresado tiene un fundamento físico que no es objetivo de este artículo explicarlo aquí.

También el diámetro de la guía de luz puede no ser suficiente para fotopolimerizar toda la extensión de la restauración. (Figura 6) Es decir, el diámetro activo de la punta desde donde se emite la luz es importante porque cualquier composite que no esté cubierto por la región activa de la punta de luz estará menos polimerizado. Los clínicos pueden intentar fotopolimerizar toda la capa adhesiva en preparaciones mesio-oclusales-distales (MOD) o una capa o porción de composite, usando solo una exposición de luz (Li et al., 2015). El clínico puede no darse cuenta de que para fotocurar adecuadamente toda la superficie de la preparación o restauración con una sola exposición, el área de la punta de luz activa debe cubrir completamente toda la superficie. Para ser práctico, una superposición de 1 mm más allá de la restauración sería ideal, ya que esto permitirá algunos pequeños movimientos en la punta de luz (Shimokawa et al., 2020). Debido a que el diámetro óptico activo de muchas guías de luz es menor que una preparación MOD en un molar, el resultado

probable será que el adhesivo y la resina en la parte inferior de las cajas proximales se polimerizarán de forma inadecuada con una sola exposición. En cambio, se requieren múltiples exposiciones de diferentes ubicaciones para tratar de asegurar la polimerización de los materiales. Esta situación debe estar equilibrada, no se puede hacer múltiples exposiciones sin límites puesto que puede generarse calor en una medida tal que puede provocar daño a los tejidos circundantes. También es importante observar que capacidad tiene la guía de luz de alcanzar un segundo molar tanto superior como inferior, es decir analizar el diseño de la unidad de fotocurado LED para alcanzar sectores distales de la cavidad bucal del paciente.

CONCLUSIÓN

Es amplia la información a saber por parte del profesional para lograr una óptima polimerización de los materiales de restauración fotosensibles. Los fabricantes deben brindar la información relevante en relación a la unidad de fotocurado LED, como la potencia radiante, el espectro de emisión para hallar una correlación con los sistemas de iniciación presentes en la composición de los materiales fotosensibles, el diámetro activo de la punta óptica desde donde se emite la luz, la emitancia radiante y la irradiancia, entre otros. Los profesionales deberían utilizar una unidad de fotocurado LED aprobada para el uso en el país, controlar periódicamente la emisión de luz de la unidad de fotopolimerización con radiómetros de potencia y de emisión de calor, seguir las instrucciones del fabricante, utilizar un diámetro de punta de luz apropiado para el tamaño de la restauración, posicionar la punta de luz lo más cerca y perpendicular a la superficie a polimerizar, controlar la generación de calor por parte de la unidad.

Una mejor comprensión de la interacción de la luz con los materiales fotosensibles ayudará a una práctica odontológica más segura y eficiente.

REFERENCIAS

André, C. B., Nima, G., Sebold, M., Giannini, M., y Price, R. B. (2018). Stability of the light output, oral cavity tip accessibility in posterior region and emission spectrum of light-curing units. *Operative Dentistry*, 43(4), 398–407. <https://doi.org/10.2341/17-033-L>

Bowen R. L. (1963). Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *Journal of the American Dental Association* (1939), 66(1), 57–64. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1963.0010>

Cadenaro, M., Maravic, T., Comba, A., Mazzoni, A., Fanfoni, L., Hilton, T., Ferracane, J., y Breschi, L. (2019). The role of polymerization in adhesive dentistry. *Dental Materials*, 35(1), e1–e22. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.11.012>



FIGURA 6. Puntas de fotocurado LED. **A-** Bluephase Style. **B-** ESPE Cordless. **C-** Elipar S10. **D-** Demi Ultra. **E-** Valo Cordless. **F-** Radii-Cal. Observe los diferentes diámetros. Fuente: tomada de André et al. (2018, p. 401).

- Cho, K., Rajan, G., Farrar, P., Prentice, L., y Prusty, B. G. (2022). Dental resin composites: a review on materials to product realizations. *Composites Part B, Engineering*, 230, 109495. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2021.109495>
- Cook, W. D., y Chen, F. (2011). Enhanced photopolymerization of dimethacrylates with ketones, amines, and iodonium salts: the CQ system. *Journal of Polymer Science Part A Polymer Chemistry*, 49(23), 5030–5041. <https://doi.org/10.1002/pola.24964>
- Diab, R. A., Yap, A. U., Gonzalez, M. A. G., y Yahya, N. A. (2021). Impact of light-curing distance on the effectiveness of cure of bulk-fill resin-based composites. *The Saudi Dental Journal*, 33(8), 1184–1189. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2021.01.003>
- Durner, J., Schrickel, K., Watts, D. C., Becker, M., y Draenert, M. E. (2021). Direct and indirect monomer elution from an RBC product family. *Dental Materials*, 37(10), 1601–1614. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.08.011>
- Ferracane J. L. (2024). A historical perspective on dental composite restorative materials. *Journal of Functional Biomaterials*, 15(7), 173. <https://doi.org/10.3390/jfb15070173>
- Hadis, M. A., Shortall, A. C., y Palin, W. M. (2024). The power of light - From dental materials processing to diagnostics and therapeutics. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, 11, 40308. <https://doi.org/10.2340/biid.v11.40308>
- Hasanain, F. A., y Nassar, H. M. (2021). Utilizing light cure units: a concise narrative review. *Polymers*, 13(10), 1596. <https://doi.org/10.3390/polym13101596>
- Jandt, K. D., y Mills, R. W. (2013). A brief history of LED photopolymerization. *Dental Materials*, 29(6), 605–617. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.02.003>
- Li, X., Pongprueksa, P., Van Meerbeek, B., y De Munck, J. (2015). Curing profile of bulk-fill resin-based composites. *Journal of Dentistry*, 43(6), 664–672. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.01.002>
- Lohbauer, U., Rahiotis, C., Krämer, N., Petschelt, A., y Eliades, G. (2005). The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. *Dental Materials*, 21(7), 608–615. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.07.020>
- Palin, W. M., Leprince, J. G., y Hadis, M. A. (2018). Shining a light on high volume photocurable materials. *Dental Materials*, 34(5), 695–710. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.02.009>
- Price, R. B. (2014). Light curing guidelines for practitioners: a consensus statement from the 2014 symposium on light curing in dentistry, Dalhousie University, Halifax, Canada. *Journal of the Canadian Dental Association*, 80, e61. <http://www.jcda.ca/article/e61>
- Price, R. B. (2017). Light curing in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 61(4), 751–778. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2017.06.008>
- Price, R. B., Dérand, T., Sedarous, M., Andreou, P., y Loney, R. W. (2000). Effect of distance on the power density from two light guides. *Journal of Esthetic Dentistry*, 12(6), 320–327. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2000.tb00241.x>
- Price, R. B., Ferracane, J. L., Hickel, R., y Sullivan, B. (2020). The light-curing unit: an essential piece of dental equipment. *International dental journal*, 70(6), 407–417. <https://doi.org/10.1111/idj.12582>
- Price, R. B., Labrie, D., Rueggeberg, F. A., y Felix, C. M. (2010a). Irradiance differences in the violet (405 nm) and blue (460 nm) spectral ranges among dental light-curing units. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22(6), 363–377. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2010.00368.x>
- Price, R. B., McLeod, M. E., y Felix, C. M. (2010b). Quantifying light energy delivered to a Class I restoration. *Journal of the Canadian Dental Association*, 76(2), a23. <http://www.jcda.ca/article/a23>
- Rasines Alcaraz, M. G., Veitz-Keenan, A., Sahrman, P., Schmidlin, P. R., Davis, D., y Iheozor-Ejiofor, Z. (2014). Direct composite resin fillings versus amalgam fillings for permanent or adult posterior teeth. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, (3), CD005620. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD005620.pub2>
- Shimokawa, C., Turbino, M. L., Giannini, M., Braga, R. R., y Price, R. B. (2020). Effect of curing light and exposure time on the polymerization of bulk-fill resin-based composites in molar teeth. *Operative Dentistry*, 45(3), E141–E155. <https://doi.org/10.2341/19-126-L>
- Shortall, A. C., Palin, W. M., y Burtscher, P. (2008). Refractive index mismatch and monomer reactivity influence composite curing depth. *Journal of Dental Research*, 87(1), 84–88. <https://doi.org/10.1177/154405910808700115>
- Stansbury, J. W. y Dickens, S. H. (2001). Network formation and compositional drift during photo-initiated copolymerization of dimethacrylate monomers. *Polymer*, 42(15), 6363–6369. [https://doi.org/10.1016/S0032-3861\(01\)00106-9](https://doi.org/10.1016/S0032-3861(01)00106-9)

Van Nieuwenhuysen, J. P., D'Hoore, W., Carvalho, J., y Qvist, V. (2003). Long-term evaluation of extensive restorations in permanent teeth. *Journal of Dentistry*, 31(6), 395–405. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(03\)00084-8](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(03)00084-8)

Watts D. C. (2023). Light-curing dental resin-based composites: how it works and how you can make it work. *Frontiers in Dental Medicine*, 4, 1108316. <https://doi.org/10.3389/fdmed.2023.1108316>

Zimmerli, B., Strub, M., Jeger, F., Stadler, O., y Lussi, A. (2010). Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin*, 120(11), 972–986. <https://www.sso.ch/pubmed.cfm?a=smfz-2010-11-30>

CONFLICTOS DE INTERÉS

Los autores declaran no tener ningún conflicto de interés.

Dirección para correspondencia

Cátedra de Materiales Dentales
Facultad de Odontología
Universidad de Buenos Aires
Marcelo T de Alvear 2142, Piso 3 Sector B
Ciudad Autónoma de Buenos Aires, C1122AA
mariana.rivelli@odontologia.uba.ar

La Revista de la Facultad de Odontología de la Universidad de Buenos Aires se encuentra bajo una Licencia Creative Commons Atribución-NoComercial-SinDerivadas 4.0

