

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Posgrados

**Estrategias clínicas para minimizar los efectos del calor generado por
lámparas LED de alta potencia de última generación.**

Paola Fernanda Zambrano Yáñez

**Dr. Andrés Dávila Sánchez
Director de Trabajo de Titulación**

Trabajo de titulación de posgrado presentado como
requisito para la obtención del título Especialista en
Rehabilitación Oral

Quito, Abril 2022

**UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ
COLEGIO DE POSGRADOS**

HOJA DE APROBACIÓN DE TRABAJO DE TITULACIÓN

**Estrategias clínicas para minimizar los efectos del calor generado por lámparas
LED de alta potencia de última generación.**

Paola Fernanda Zambrano Yáñez.

Andrés Dávila Sánchez, DDS-Esp-MSc-PhD.
Director de Trabajo de Titulación

Nancy Mena Córdova, Dra.
Directora del Programa de Especialización en Rehabilitación Oral

Paulina Aliaga, Dra.
Decana de la Escuela de Odontología

Hugo Burgos Yáñez, PhD.
Decano del Colegio de Posgrados

Quito, Abril 2022

© Derechos de Autor

Por medio del presente documento certifico que he leído todas las Políticas y Manuales de la Universidad San Francisco de Quito USFQ, incluyendo la Política de Propiedad Intelectual USFQ, y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo quedan sujetos a lo dispuesto en esas Políticas.

Asimismo, autorizo a la USFQ para que realice la digitalización y publicación de este trabajo en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en el Art. 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior.

Nombre del estudiante:	<u>Paola Fernanda Zambrano Yánez</u>
Código de estudiante:	<u>00203370</u>
C. I.:	<u>1720361060</u>

Quito, Abril 2022

ACLARACIÓN PARA PUBLICACIÓN

Nota: El presente trabajo, en su totalidad o cualquiera de sus partes, no debe ser considerado como una publicación, incluso a pesar de estar disponible sin restricciones a través de un repositorio institucional. Esta declaración se alinea con las prácticas y recomendaciones presentadas por el Committee on Publication Ethics COPE descritas por Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing, disponible en <http://bit.ly/COPETHeses>.

UNPUBLISHED DOCUMENT

Note: The following graduation project is available through Universidad San Francisco de Quito USFQ institutional repository. Nonetheless, this project – in whole or in part – should not be considered a publication. This statement follows the recommendations presented by the Committee on Publication Ethics COPE described by Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing available on <http://bit.ly/COPETHeses>.

DEDICATORIA

Este trabajo de titulación se lo dedico principalmente a Dios, quien ha sido mi fortaleza, mi guía y luz en los más difíciles momentos; a Johann, mi compañero y apoyo cada día; a mis padres y mi hermano Diego, quienes jamás dejaron de creer en mí; a todos ellos, por haberme acompañado en este largo camino que hoy termina. Se lo dedico a mis abuelitos Lupita y Guillermo, quienes estoy segura que superaron esta pandemia para poder verme graduada, son un milagro de Dios en mi vida.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco por sobre todas las cosas a Dios, mi Padre celestial por haberme permitido atravesar este camino que hoy termina; gracias a Johann porque con amor, es quien ha cuidado y guardado cada uno de mis sueños; gracias a mis padres porque fueron y son mi fortaleza en cada momento alto y bajo; gracias a mi director de Tesis, Dr. Andrés Dávila, por toda su perseverancia y confianza, por las innumerables correcciones que con paciencia hizo a mi trabajo para que hoy sea lo que es, un trabajo de excelencia; gracias a la Dra. Nancy Mena, directora del posgrado, por toda su dedicación y esfuerzo, por todo el conocimiento entregado; gracias a cada uno de mis profesores, sin dejar a ninguno de lado, quienes con mucho empeño formaron parte de mi curva de aprendizaje; gracias a mis compañeras de posgrado quienes hicieron e esta época algo muy especial; gracias a la Universidad San Francisco de Quito porque hoy me doy cuenta que más allá de la gran universidad que es, a través de mis profesores, me entregó todas las herramientas necesarias para poder volar muy alto y alcanzar todas las metas que me proponga.

RESUMEN

En la actualidad, la tecnología más utilizada para polimerizar materiales resinosos es el diodo emisor de luz (LED) de última generación. Dichos aparatos permiten una polimerización más efectiva en tiempos de exposición más cortos. Sin embargo, un uso inadecuado de dichos dispositivos de alta intensidad podría ser potencialmente nocivo para la pulpa. Estudios preliminares mostraron que un aumento de 5.5°C puede inducir a daños irreversibles dentro del tejido pulpar y la mayor parte del calor dentro de la pulpa se atribuye a los procedimientos que requieren exposición a la luz de fotopolimerización. El objetivo de este estudio fue el describir protocolos de restauración que consideren las consecuencias del incremento de temperatura intrapulpar causado por las luces LED de alta intensidad y que permitan a los clínicos un manejo adecuado de las mismas.

Se realizó una revisión de la literatura a través de una búsqueda electrónica en las siguientes bases de datos: PubMed, EBSCO, Science Direct, Scientific Electronic Library Online (SciELO). Luego, se seleccionaron investigaciones originales relacionadas con la fotopolimerización y su relación con el aumento de temperatura pulpar. Se incluyeron en la revisión un total de 108 artículos que involucran estudios *in vitro* e *in vivo*, así como revisiones sistemáticas, estudios clínicos randomizados y revisiones de la literatura.

Las publicaciones relacionadas al incremento de temperatura intrapulpar se han basado en estudios *in vitro* e *in vivo*, sin embargo, hay que tener cuidado al interpretar los resultados de los estudios *in vitro*, ya que una simulación *in vitro* no representa las complejidades de una situación clínica *in vivo*, la cual incluye la presencia de tejido pulpar y los mecanismos dinámicos del flujo sanguíneo para controlar la temperatura.

Se ha observado que la aplicación de rociado de aire durante la exposición a la luz pudo evitar que aumentara la temperatura pulpar; así también, se recomienda colocar la punta de la succión de alta potencia cerca del diente durante la fotopolimerización. Además, es importante evaluar factores relacionados con el diente, la fuente de luz y propiedades del material restaurador.

Palabras clave: pulpa dental, cavidad pulpar, temperatura, suministro de sangre, lámparas de polimerización, efectos adversos, lámpara LED de polimerización dental, fotoiniciadores dentales, fotopolimerización de resinas dentales.

ABSTRACT

Currently, the most widely used technology to polymerize composite materials is the latest generation of light-emitting diode (LED). Such devices allow more effective polymerization in shorter exposure times. However, improper use of such high-intensity devices could be potentially damaging to the pulp. Preliminary studies showed that an increase of 5.5°C can induce irreversible damage within the pulpal tissue and most of the heat within the pulp is attributed to procedures that require exposure to light curing.

The objective of this study was to describe restoration protocols that consider the consequences of increased intrapulpal temperature caused by high-intensity LED lights and allow clinicians to properly manage them.

A review of the literature was carried out through an electronic search in the following databases: PubMed, EBSCO, Science Direct, Scientific Electronic Library Online (SciELO). Then, original investigations related to photopolymerization and its relationship with the increase in pulpal temperature were selected. A total of 108 articles involving *in vitro* and *in vivo* studies, as well as systematic reviews, randomized clinical trials, and literature reviews were included in the review.

The publications related to the increase in intrapulpal temperature have been based on *in vitro* and *in vivo* studies, however, care must be taken when interpreting the results of *in vitro* studies, since an *in vitro* simulation does not represent the complexities of a clinical situation *in vivo*, which includes the presence of pulpal tissue and the dynamic mechanisms of blood flow to control temperature.

It has been observed that the application of air spray during light exposure was able to prevent the pulpal temperature from increasing; also, it is recommended to place the tip of the high power suction close to the tooth during light curing. In addition, it is important to evaluate factors related to the tooth, the light source and the properties of the restorative material.

Key words: dental pulp, dental pulp cavity, temperature, blood supply, curing lights, adverse effects, LED dental curing light, dental photoinitiators, light-curing of dental resins

TABLA DE CONTENIDO

TABLA DE CONTENIDO	8
INTRODUCCIÓN	9
MATERIALES Y MÉTODOS	15
REVISIÓN DE LA LITERATURA	16
HISTORIA SOBRE LA DETERMINACIÓN DE LOS LÍMITES DE TOLERANCIA DE LA PULPA EN RELACIÓN CON EL AUMENTO DE TEMPERATURA.....	16
MECANISMOS DE RESPUESTA PULPAR AL CALOR.....	19
FACTORES RELACIONADOS CON EL AUMENTO CALOR PULPAR	24
LUZ DEL FOTOPOLIMERIZADOR	24
EDAD DEL DIENTE	27
ESPESOR DE LA CAPA DE DENTINA REMANESCENTE	29
MATERIALES RESTAURADORES Y FORROS CAVITARIOS.....	32
COMPARACIÓN DE ESTUDIOS <i>IN VITRO</i> E <i>IN VIVO</i>	35
MÉTODOS PARA EL CONTROL DEL CALOR DURANTE LA FOTOPOLIMERIZACIÓN	37
DISCUSIÓN	43
CONCLUSIONES	46
TABLAS	47
REFERENCIAS	52

INTRODUCCIÓN

La aparición de nuevos materiales, técnicas y avances tecnológicos ha provocado un cambio de paradigmas en la práctica odontológica. Desde la introducción de la técnica adhesiva de grabado ácido propuesta por Buonocore et al., en 1955 (Buonocore, 1955) y la aparición de las formulaciones actuales de polímeros de uso restaurador (Bowen, 1963), se han ido generando cambios significativos en los tratamientos dentales, tanto desde el tipo de material utilizado, como de las técnicas de restauración utilizadas con dichos materiales. Así, las técnicas actuales son cada vez más conservadoras y rápidas gracias al uso de materiales restauradores adhesivos fotopolimerizables (Jandt & Mills, 2013).

Los estudios actuales sobre el uso de materiales hechos a base de resina han demostrado su amplia popularidad y uso entre los clínicos. Se estima que cada año se colocan más de 500 millones de restauraciones en todo el mundo (Zöchbauer, 2011) (Heintze & Rousson, 2012), estos números demuestran que al menos una de cada diez personas en el mundo recibe una restauración por año en promedio, convirtiendo de esta forma a los tratamientos restauradores en uno de los principales procedimientos realizados en el cuerpo humano (Heintze & Rousson, 2012).

A pesar de su amplia popularidad, en sus inicios, los materiales restauradores eran predominantemente autopolimerizables, siendo comercializados en dos pastas (base y catalizador) (Craig, 1981), lo cual suponía una falta de control de los tiempos operatorios, dificultando su manipulación y comprometiendo sus resultados clínicos. Estos primeros sistemas mencionados, aunque competían con sus predecesores en términos de apariencia y durabilidad, carecían de un control más eficaz de los tiempos operatorios, lo que limitaba su uso entre los clínicos (Paffenbarger & Rupp, 1974)

A principios de 1970, las primeras unidades de fotopolimerización fueron concebidas para su uso clínico, emitiendo luz ultravioleta (Murray, Yates, & Newman, 1981). Este desarrollo fue visto como un paso revolucionario en la odontología, ya que permitió la introducción de la "polimerización bajo demanda", que hasta ese entonces era inalcanzable con los productos autopolimerizables. Más allá de dichas ventajas, el peligro al que se exponían el operador y el paciente debido al uso de radiaciones comprobadamente dañinas para la salud, tales como, la formación de cataratas en los ojos y la alteración de la microflora oral, además de su capacidad limitada para penetrar profundamente dentro del material, derivó en su progresiva desaparición (Main, Cummings, Moseley, Stephen, & Gillespie, 1983).

Solo unos años después, en 1976, se introdujo la radiación visible, la misma que se basaba en el uso de sistemas fotopolimerizables visibles, utilizando a la canforquinona (CQ) como fotoiniciador, la cual sigue siendo la más popular en uso actualmente (Stansbury, 2000). En ese entonces, la unidad consistía en una fuente de cuarzo-tungsteno-halógeno (QTH) (F. Rueggeberg, 1999). La radiación visible presentaba la ventaja de que se podía colocar incrementos de 2 mm de espesor, utilizando una exposición de 40 a 60 segundos de la fuente de luz, reduciendo además las afecciones de salud que se habían observado con las anteriores unidades de fotopolimerización (Linden, 1993).

La lámpara QTH se convirtió en un pilar fundamental de la fotopolimerización por varios años, durante los cuales sufrió varias adaptaciones para mejorar su funcionamiento. Sin embargo, presentaban algunas limitaciones, tales como, la degradación de ciertos componentes internos por el calor, como el bombillo generador de luz, el filtro y el reflector, lo cual comprometía su adecuado funcionamiento (Antonson, Antonson, & Hardigan, 2008); la generación de altas temperaturas, por lo que tenían que

ser enfriadas por un ventilador para extender el tiempo de trabajo, (Frederick A Rueggeberg, 2011) y adicionalmente, tenían un tiempo de curado prolongado (A Ruya Yazici, Celik, Dayangac, & Ozgunaltay, 2008).

Dadas las mencionadas desventajas de las lámparas de luz halógena, hoy en día, la tecnología más utilizada es el diodo emisor de luz (LED). Dichos aparatos permiten una polimerización más efectiva de materiales resinosos en tiempos de exposición más cortos y con una estabilidad de la emisión radiante gracias a la falta del bombillo generador de luz (Frederick A Rueggeberg, 2011). Actualmente, se han denominado luces de polimerización LED de “tercera generación”, a las luces LED que emiten luz de más de un rango de longitud de onda, generalmente violeta y azul (Richard B Price, 2018). Las luces de polimerización de esta generación también se han descrito como luces de polimerización de “ondas múltiples” o “picos múltiples” y se las llama “Polywave”. La longitud de onda de las más actuales unidades LED posee un rango amplio de alrededor de 400 hasta 500 nm (Mouhat, Mercer, Stangvaltaite, & Örtengren, 2017), ideal para activar la (CQ) y los nuevos sistemas fotoiniciadores alternativos, sin embargo, se sabe que generan más calor por unidad de área (A Ruya Yazici, Müftü, Kugel, & Perry, 2006).

Se sabe que las luces LED de alta potencia pueden alcanzar irradiancias de 2.000 a 3.200 mW/cm² según el modo de uso seleccionado (Akarsu & Aktuğ Karademir, 2019). Además, presentan una vida útil más larga sin una disminución en el rendimiento, que es un problema que se encontraba con frecuencia con las luces halógenas, así como una menor tasa de descarga de la batería (Park, Roulet, & Heintze, 2010). Las nuevas luces LED emiten dos o más rangos de longitudes de onda diferentes (polywave). Producen tanto una longitud de onda violeta más corta como una longitud de onda azul más larga (Akarsu & Aktuğ Karademir, 2019). Además, poseen otras ventajas como el

ser: livianas, inalámbricas, portátiles, y tener una vida útil más larga (Tsai, Meyers, & Walsh, 2004).

Con el objetivo de optimizar el tiempo clínico, las lámparas actuales permiten trabajar con altas intensidades de luz, lo que disminuye significativamente los tiempos operatorios (Frederick Allen Rueggeberg, Giannini, Arrais, & Price, 2017), es así que se ha descrito que períodos de irradiación más cortos son adecuados para la mayoría de las luces LED de alta intensidad introducidas recientemente (Rencz, Hickel, & Ilie, 2012). A pesar de todas las ventajas descritas, es importante mencionar que las luces LED de alta potencia, son fuentes generadoras de calor y como tales, tienen la capacidad de producir un aumento en la temperatura intrapulpar (D. C. Zarpellon et al., 2019) (Patrício Runnaeles et al., 2015). Los estudios de Zach y Cohen (Zach & Cohen, 1965) reportaron que aumentos de temperatura en la pulpa 5.5°C y 11.1°C (en monos Rhesus) podrían causar pulpitis irreversible en 15% a 60% de los casos. En ese sentido, algunos estudios han demostrado que incluso un pequeño aumento en la temperatura pulpar, independientemente de su causa, produce evidencia histológica de pulpitis de diversa gravedad en animales (Oberholzer, Makofane, du Preez, & George, 2012).

Tras el uso de lámparas LED de alta potencia, varios estudios en pacientes y estudios *in vitro* utilizando dientes humanos, reportaron un aumento significativo de la temperatura dentro de la cámara pulpar de dientes vitales y dientes extraídos. Los resultados obtenidos en estos estudios oscilaron entre 1,58°C y 23,28°C (Baroudi, Silikas, & Watts, 2009; Kodonas, Gogos, & Tziafa, 2009; Oberholzer et al., 2012; Park et al., 2010). Este aumento de temperatura dependió de varios factores como el tipo y modo de uso de la luz LED y las condiciones en las que fueron realizados los estudios: simulación de flujo intrapulpar o no, y/o las condiciones clínicas del diente (Baroudi et al., 2009; Rajesh Ebenezer, Anilkumar, Indira, Ramachandran, & Srinivasan, 2010).

Un estudio realizado por Runnacles et al, demostró que todas las unidades LED usadas en la investigación produjeron un aumento significativo de la temperatura, la cual osciló entre 0,5 y 4,8 ° C, en premolares vitales anestesiados (Patrício Runnacles et al., 2015). En otro estudio *in vitro* que utilizó premolares intactos con flujo pulpar simulado, Park et al. (Park et al., 2010) observaron valores de aumento de la temperatura intrapulpar superiores a los observados en el estudio mencionado, que oscilan entre 7°C y 19,7°C. A pesar de que la evidencia actual sobre el uso de lámparas de alta potencia por tiempos prolongados, o en modos de uso de tiempo reducidos con altas potencias no han demostrado una degeneración del tejido pulpar a fases irreversibles o de necrosis pulpar (Gross et al., 2020), el uso indiscriminado de dichos modos podría generar un aumento de temperatura potencialmente nocivo para el tejido pulpar en situaciones clínicas cotidianas.

Por lo tanto, las situaciones clínicas donde la pérdida de tejido dental es común, podrían ser escenarios desfavorables cuando se usan altas intensidades de luz. En ese sentido, un estudio *in vivo* realizado por Zarpellon et al. (Driellen Christine Zarpellon et al., 2018), en el cual se midió el aumento de la temperatura pulpar en tiempo real durante la exposición a la luz de curado emitida por una luz LED Polywave, concluyó que la exposición a luces LED en premolares anestesiados con preparaciones profundas Clase V, produjo un incremento considerable de la temperatura pulpar, el mismo que no fue mayor que 5. 5° C. Sin embargo, en algunos casos en los que los dientes fueron expuestos a luces LED durante 60 segundos con una irradiancia de aproximadamente 1230mW/cm², sí se observó un aumento promedio de 5.5° C, (Driellen Christine Zarpellon et al., 2018) valor cercano al que se considera dañino para la pulpa (Zach & Cohen, 1965).

Además, a pesar de los hallazgos mencionados, los aumentos bruscos de temperatura pulpar, como en los casos en que se usan modos de alta potencia en períodos cortos de tiempo, no permiten una adaptación progresiva del organismo a dichos cambios de temperatura (Gross et al., 2020), comprometiendo la respuesta del organismo a las agresiones producidas por el calor. Considerando que existen en el mercado actual lámparas cuya potencia puede alcanzar 3000mW/cm² o inclusive más (Akarsu & Aktuğ Karademir, 2019), y cuyos efectos en usos indiscriminados no han sido evaluados clínicamente, un entendimiento del mecanismo fisiológico del cambio de temperatura pulpar y el manejo cuidadoso de dichos modos de activación de la luz tienen alta significancia clínica.

Por otra parte, la generación de calor de las lámparas de luz LED, no solamente produce aumento de la temperatura pulpar, sino también un aumento de temperatura en los tejidos circundantes al diente, como la encía. Un estudio *in vivo* en cerdos mostró que las luces LED de amplio espectro colocadas a una distancia de 5 mm del tejido gingival, aumentaron la temperatura a 41°C y causaron una afección gingival en un 67% y 77% del tejido. Se informó que en casos de tiempos prolongados y con el uso de dique de goma para el aislamiento absoluto, se produjeron lesiones gingivales (Maucoski et al., 2017). Así mismo, algunos relatos de caso clínico han descrito la formación lesiones en el labio inferior en pacientes en que la ubicación de la fuente LED habría sido apical a la restauración colocada mientras el dique de goma estaba en posición (Spranley, Winkler, Dagate, Oncale, & Strother, 2012), lo que podría generar incomodidad en los pacientes que reciben tratamientos que requieren exposiciones prolongadas a la luz, como en los casos de cementación de elementos protésicos.

Dados los riesgos del uso indiscriminado de fuentes de luz LED entre los clínicos, una guía informativa sobre el proceso de generación de calor debido al uso de fuentes de

luz LED y una serie de recomendaciones prácticas, con elementos basados en evidencia científica, con el propósito de evitar la generación de agresiones al tejido pulpar y/o circundante al diente, son una herramienta útil para la toma de decisiones clínicas con las que a diario debemos lidiar durante los procedimientos restauradores. Por lo tanto, el objetivo de este trabajo es presentar a través de una revisión de estudios *in vitro* e *in vivo*, estrategias clínicas para reducir o minimizar los efectos del calor generado por luces LED modernas de alta potencia.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizó una revisión de la literatura a través de una búsqueda electrónica en las siguientes bases de datos: PubMed, EBSCO, Science Direct, Scientific Electronic Library Online (SciELO). Luego, se seleccionaron investigaciones originales relacionadas con la fotopolimerización y su relación con el aumento de temperatura pulpar. Este proceso consistió en sintetizar información sobre el tema en particular en un momento específico, de manera objetiva y reproducible. Se incluyeron en la revisión un total de 102 artículos que involucran estudios *in vitro* e *in vivo*, así como revisiones sistemáticas, estudios clínicos randomizados y revisiones de la literatura. Las búsquedas se realizaron hasta mayo de 2021. No se aplicaron restricciones con respecto al año de publicación. Palabras clave: dental pulp, dental pulp cavity, temperature, blood supply, curing lights, adverse effects, LED dental curing light, dental photoinitiators, light-curing of dental resins.

Los criterios de exclusión fueron: (a) Estudios no relacionados con la Odontología; (b) Estudios que no evaluaron la fotopolimerización; (c) Reseñas, cartas, resúmenes de conferencias y opiniones personales; y (d) Artículos escritos en alfabeto

latino. Después de la inclusión, la recolección de datos consistió en el autor, año de publicación, país, diseño del estudio, características de la muestra, resultado (s) principal (es), conclusión (es) y recomendaciones.

REVISIÓN DE LA LITERATURA

HISTORIA SOBRE LA DETERMINACIÓN DE LOS LÍMITES DE TOLERANCIA DE LA PULPA EN RELACIÓN CON EL AUMENTO DE TEMPERATURA

Los efectos del calor sobre la pulpa están bien documentados en la literatura. Basándose en observaciones microscópicas de la pulpa dental viva, Pohto y Scheinin concluyeron que los procedimientos terapéuticos en odontología pueden causar fácilmente un aumento en la temperatura del diente hasta un grado en que pueden ocurrir cambios irreversibles en la pulpa (Pohto & Scheinin, 1958). Un estudio realizado por Zach y Cohen en 1965 determinó que un aumento de 5.5° C en la cámara pulpar de monos Rhesus podría conducir a una necrosis pulpar en el 15% de los dientes (Zach & Cohen, 1965). Posteriormente a ese trabajo se han realizado varios estudios, los cuales han demostrado que la exposición a la luz emitida por las luces LED de segunda y tercera generación provoca un aumento significativo de la temperatura dentro de la cámara pulpar, a pesar de que los fabricantes de las unidades LED afirmaban que, aunque estas luces eran de alta intensidad, no generaban calor (Harrington & Wilson, 1995).

A este respecto, los resultados de diversos estudios han generado controversias sobre las posibles causas generadoras de calor hacia la pulpa. Masutani et al., describieron que el calor exotérmico generado después de la polimerización de la resina podría contribuir a un aumento de la temperatura intrapulpar (Masutani, Setcos, Schnell, &

Phillips, 1988). Por otro lado, Yap et al. informaron que el aumento de la temperatura intrapulpar durante el curado de los materiales restauradores se debió principalmente a la fuente de luz (Yap & Soh, 2003). Otro estudio *in vitro* realizado por Kodonas et al., en el 2009, concluyó que los aumentos de temperatura producidos por todas las unidades de curado utilizadas (con irradiancias entre 650 y 2000mW/cm²), excepto la lámpara halógena convencional, eran lo suficientemente grandes como para ser potencialmente dañinos para la pulpa en dientes extraídos (Kodonas et al., 2009).

En el mismo año, Baroudi et al., compararon los aumentos máximos de temperatura entre varias unidades de fotopolimerización entre composites fluidos y no fluidos, observando aumentos de temperatura que oscilaron entre 1.3°C y 4.5°C, mostrando que el aumento de temperatura puede ser mayor cuando se utilizan resinas fluidas, comparadas con las no fluidas, además de un mayor aumento térmico con las luces LED de alta potencia comparadas con las otras unidades utilizadas en dicho estudio (Baroudi et al., 2009). Más tarde, en el 2010 Park et al., evaluaron el efecto de las luces LED de alta potencia sobre el aumento de la temperatura pulpar en dientes extraídos durante el proceso de fotopolimerización y encontraron que la temperatura aumentó a un rango entre 41.0°C y 53.5°C, con una temperatura inicial de aproximadamente 34°C, es decir, el aumento fue entre 7°C y 19.7°C con diferentes potencias (Park et al., 2010).

Otros autores realizaron un estudio *in vitro* en el que evaluaron el aumento de temperatura pulpar, utilizando cuatro luces LED de segunda y tercera generación, con tiempos de irradiación diferentes y con restauraciones de resina de 2mm de tonos distintos. Entre las conclusiones encontradas podemos destacar que las 3 luces LED más potentes indujeron a un aumento de temperatura más alto, además demostraron la influencia del tono y el contenido de fotoiniciador como un efecto aislante, ya que los valores de incremento de temperatura pulpar con el uso de tonos más claros (Bleach)

fueron significativamente más bajos que los del tono A2 bajo las mismas condiciones de irradiación (Leprince, Devaux, Mullier, Vreven, & Leloup, 2010).

Por otro lado, el tipo de técnica de colocación de la resina compuesta, utilizado durante la restauración de un diente, podría influir sobre el aumento de calor pulpar. Un estudio que midió los cambios de temperatura intrapulpar durante la técnica incremental y tipo bulk-fill de resina compuesta usando tres luces LED de alta potencia, comparadas con una unidad de curado halógena convencional, obtuvo como resultado incrementos de temperatura que fueron oscilaron entre 9.7°C a 19°C, concluyendo que el riesgo potencial de lesión pulpar inducida por calor durante la polimerización aumenta cuando se utilizan luces LED de alta potencia en comparación con fuentes de luz de baja potencia (Oberholzer et al., 2012).

Estudios más recientes han evaluado el efecto *in vivo* del aumento de temperatura pulpar en premolares humanos anestesiados vitales durante la exposición a una luz LED polivalente (Patrício Runnacles et al., 2015) (Driellen Christine Zarpellon et al., 2018). Los autores observaron que todos los métodos de exposición evaluados, produjeron aumentos de temperatura pulpar significativos (Patrício Runnacles et al., 2015). En otro estudio *in vivo* realizado en el 2018 (Driellen Christine Zarpellon et al., 2018), en el cual evaluaron el aumento de temperatura pulpar durante la exposición a la luz LED en premolares con preparaciones profundas Clase V, observaron un aumento significativo de la temperatura pulpar durante la exposición a la luz. De hecho, los valores máximos fueron más altos que los observados en el estudio previo con premolares intactos (Patrício Runnacles et al., 2015). A pesar de estos valores elevados, el incremento de temperatura pulpar en la mayoría de los grupos, fue inferior al umbral de 5.5° C, sin embargo, los dientes expuestos a métodos de exposición de 60 segundos mostraron un aumento promedio de 5.5° C y en algunos dientes se observó un mayor

aumento. Además, este estudio confirmó la importancia del período de exposición radiante como el principal factor responsable del aumento de temperatura pulpar, como se demostró previamente (Mouhat et al., 2017).

MECANISMOS DE RESPUESTA PULPAR AL CALOR

La pulpa dental es un tejido altamente vascularizado y contiene el principal sistema regulador de la distribución de calor en los dientes, capaz de disipar el calor transferido por estímulos térmicos externos al complejo dentino-pulpar (Raab, 1992) (Kodonas et al., 2009). Por esta razón, la pulpa dental es vulnerable a un aumento de temperatura cuando se expone a altas temperaturas (Goodis, Winthrop, & White, 2000). La diferencia en la tasa de flujo sanguíneo pulpar puede afectar el aumento de la temperatura durante el proceso de fotopolimerización. La pulpa tiene el mayor flujo sanguíneo por unidad de peso en comparación con otros tejidos orales. Y se ha dicho que, el flujo sanguíneo abundante en la pulpa también puede ayudar a dispersar el calor y así prevenir el daño pulpar por el incremento de temperatura (Chato, 1990).

Por lo tanto, a medida que aumenta la temperatura pulpar, también aumenta el flujo pulpar en un intento de reestablecer la temperatura y prevenir el daño térmico. Esto puede explicarse en parte por la teoría de la transferencia de calor por conducción (Lin, Xu, Lu, & Bai, 2010). En otras palabras, a medida que aumenta la temperatura dentro del sustrato de dentina y disminuye la diferencia entre la temperatura externa e interna, la tasa de transferencia de calor a la pulpa será menor (Driellen Christine Zarpellon et al., 2018).

Cabe mencionar que, cuando la luz azul de la luz LED incide en la superficie del esmalte, parte de la energía luminosa se refleja, y otra parte se convierte en energía

térmica, mientras que la parte restante pasa a los sustratos inferiores (Dederich, 1993). Por lo tanto, la superficie del esmalte tiene el mayor aumento de temperatura inicial y puede considerarse una fuente de calor (Dederich, 1993). Una vez expuesta a la luz, la energía térmica del esmalte se disipa hacia adentro, hacia la dentina y la cámara pulpar, así como hacia afuera, hacia el ambiente (Chiang et al., 2008). Y, debido a su baja difusividad térmica, la dentina no solo tiene la capacidad de transferir energía térmica, sino también la capacidad de almacenarla (Chiang et al., 2008).

Un estudio *in vivo* realizado por Zarpellon et al., mostró que la exposición de los dientes que tienen preparaciones de Clase V fue solo un 14,6% más alta que la observada en dientes intactos (Driellen Christine Zarpellon et al., 2018). Una diferencia tan pequeña en los valores de temperatura entre los dientes intactos y los que tienen preparaciones Clase V cuando se administran valores de exposición radiante altos puede atribuirse a los efectos de los cambios dinámicos en el flujo de líquido pulpar a medida que aumenta el temperatura pulpar (Brännström & Johnson, 1970). En este sentido, algunos estudios *in vitro* han demostrado que velocidades de flujo de fluido más altas son capaces de disipar el calor generado durante la exposición a la luz de curado que las velocidades de flujo de fluido más bajas (Kodonas et al., 2009) (Park et al., 2010).

Debido a que la microcirculación sanguínea es responsable de disipar el cambio de temperatura causado por estímulos térmicos externos al complejo dentino-pulpar (Kodonas et al., 2009) (Raab, 1992), las tasas de flujo sanguíneo más bajas resultantes de la vasoconstricción podrían afectar los efectos de enfriamiento del flujo pulpar durante y después de la exposición a las luces LED de alta potencia (Driellen Christine Zarpellon et al., 2018).

El calor puede dañar directamente el tejido pulpar y también puede disminuir la viscosidad del líquido de los túbulos dentinarios e incrementar el diámetro de los mismos

(Figura 1), aumentando así la permeabilidad de la dentina, principalmente en la dentina grabada con ácido (Pashley, Thompson, & Stewart, 1983). Esto puede traer como consecuencia una sensibilidad post-operatoria, ya que los túbulos se vuelven más accesibles a los estímulos que producen dolor, además, los materiales pueden difundirse fácilmente hacia adentro y provocar una reacción inflamatoria en la pulpa, lo que produce sensibilidad (Brännström, 1986). Si esto continúa, el proceso inflamatorio puede producir a largo plazo una necrosis pulpar (Brännström, 1986).

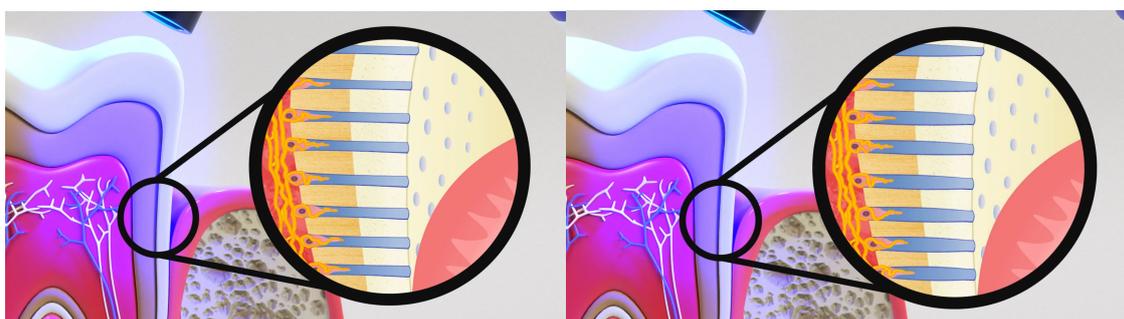


Figura 1. Es posible que el calor generado por las luces LED de alta potencia pueda incrementar el diámetro de los túbulos dentinarios.

Las citoquinas son un grupo de proteínas y glucoproteínas que actúan principalmente como reguladores de las respuestas inmunitaria e inflamatoria; una concentración apropiada de las mismas es fundamental para mantener la homeostasis en el cuerpo (Dongari-Bagtzoglou & Ebersole, 1996). Hay diferentes tipos de citoquinas como por ejemplo, la IL y TNF y en tejidos clínicamente sanos se han observado valores bajos de citoquinas proinflamatorias (Dongari-Bagtzoglou & Ebersole, 1996). Sin embargo, ciertas condiciones nocivas pueden producir una alteración en su actividad y generar patrones proinflamatorios perjudiciales (Seymour & Gemmell, 2001). Se sabe que, estas citoquinas pueden desempeñar funciones tanto regenerativas como degenerativas en el tejido pulpar (Min et al., 2006) (Alongi et al., 2010). Regenerativas,

como reparación y reconstrucción de tejidos y degenerativas, como la destrucción del tejido que, en este caso, puede llevar a una necrosis pulpar.

Técnicas de detección de moléculas pro inflamatorias han permitido elucidar algunos de los efectos atribuidos al uso de lámparas LED de alta potencia. Un estudio realizado por Gross et al., evaluó el aumento de temperatura pulpar *in vivo*, los cambios histológicos y la presencia de precursores inflamatorios agudos que surgen después de la exposición a dos luces LED de alta potencia con elevados valores de emitancia radiante (Gross et al., 2020). En este estudio, observaron que todos los métodos de exposición mostraron un rápido incremento de temperatura pulpar unos segundos después del comienzo a la exposición a la luz, el valor promedio de la temperatura pulpar en algunos dientes si alcanzó el umbral de 5.5°C considerado dañino para la pulpa (Zach & Cohen, 1965). Sin embargo, a pesar del nivel tan alto de temperatura, en los resultados histológicos e inmunohistoquímicos no se observaron signos de respuesta inflamatoria aguda, ya que se encontraron capas odontoblásticas intactas y no se observaron células inflamatorias, solamente algunos vasos se dilataron y congestionaron (Figura 2), además, se observaron expresiones moderadas de IL y TNF, independientemente del método de exposición. Es posible que, la dilatación de los vasos sanguíneos haya sido consecuencia del aumento del flujo sanguíneo pulpar en un intento de controlar el incremento de la temperatura pulpar (Gross et al., 2020).



Figura 2. Dilatación de vasos sanguíneos ante la presencia de calor generado por la luz LED de alta potencia.

En el mismo estudio, (Gross et al., 2020)., sugirieron que, el aumento de temperatura pulpar está más relacionado con el tiempo de exposición y los valores de exposición radiante, que con los valores de emitancia radiante como tal. También observaron que el aumento de temperatura pulpar se relacionó principalmente con la conducción a través del sustrato del diente, más que con la luz LED en sí. Este hallazgo corrobora los estudios de Linsuwanont (Linsuwanont, Palamara, & Messer, 2007), en los que concluye que, el esmalte y la dentina pueden expandirse o contraerse cuando se someten a estimulación térmica y ejercen un efecto físico sobre el movimiento mecánico del fluido dentinario, y esto puede estar relacionado con la baja difusividad térmica de la dentina comparada con el esmalte (Brown, Dewey, & Jacobs, 1970). Por lo tanto, se puede pensar que la dentina remanente puede proporcionar algo de aislamiento térmico para proteger la pulpa contra el aumento del calor (Gross et al., 2020).

Según Kim (Kim, 1990), la estimulación débil, como la exposición a 10 s / 20i de la superficie del diente, excita solo las fibras A-delta, lo que no tiene un efecto significativo sobre el flujo sanguíneo pulpar. Por otro lado, una fuerte estimulación de la superficie del diente excita las fibras C, que liberan mediadores, básicamente la sustancia

P y el péptido relacionado con el gen de la calcitonina, lo que resulta en una vasodilatación de las arteriolas (Kim, 1990). De hecho, este hallazgo también explica por qué en el estudio de Gross et al., (Gross et al., 2020) en un diente se produjo una hemorragia interna en el tejido pulpar con un pico de 37.3°C.

FACTORES RELACIONADOS CON EL AUMENTO DE CALOR PULPAR

LUZ DEL FOTOPOLIMERIZADOR

Para comprender los diferentes aspectos relacionados a las luces LED, es necesario tener un conocimiento previo de la terminología utilizada. Debe describirse a las luces LED usando los mismos términos; los fabricantes, investigadores y clínicos deben utilizar el Sistema Internacional de Unidades (Richard B Price, Ferracane, Hickel, & Sullivan, 2020). Se deben informar la potencia radiante (en mWatts), el diámetro de la punta activa (mm) y la irradiancia (mW / cm²) (Richard B Price, 2018). La irradiancia de la luz LED parece seguir siendo el principal factor responsable del aumento de temperatura en la cámara pulpar y en la superficie de los dientes (Park et al., 2010). Pero influyen también: el tiempo de exposición, la distancia y la emisión radiante y hay indicios de que el aumento de la temperatura también puede depender de la emisión espectral y el diseño de la punta de la lámpara (Frederick Allen Rueggeberg et al., 2017) (R. Price, Ferracane, & Shortall, 2015) (Park et al., 2010).

La irradiancia o densidad de potencia de las últimas generaciones de luces LED varía de 2.000 a 3.200 mW/cm² dependiendo del modo de uso seleccionado (Akarsu & Aktuğ Karademir, 2019). Estas luces LED requieren tiempos de curado más cortos y mejoran la polimerización (Rencz et al., 2012). Sin embargo, con estas propiedades, existe el riesgo de un incremento de temperatura, por lo cual, se han realizado una serie

de estudios relacionados al aumento de temperatura y potencial daño pulpar y tisular en los pacientes (Patrício Runnacles et al., 2015) (Park et al., 2010) (Driellen Christine Zarpellon et al., 2018) (Maucoski et al., 2017).

Según un estudio *in vitro* realizado por Park et al., el cual evaluó el aumento de temperatura en premolares con distintas luces LED y diferentes densidades de potencia, el aumento de temperatura estuvo directamente relacionado con la intensidad de la luz (irradiancia) y el tiempo de exposición (Park et al., 2010). Los datos de este estudio fueron consistentes con los reportados en otros estudios, mostrando un gran aumento de temperatura con unidades de fotopolimerización que tienen una alta potencia (Baldissara, Catapano, & Scotti, 1997) (Yap & Soh, 2003) (Gross et al., 2020). De hecho, se han informado quejas de pacientes en relación con procedimientos de fotopolimerización, incluida la experiencia de sensaciones de "quemaduras" en los dientes y en el tejido bucal (Spranley et al., 2012).

Más recientemente, un estudio *in vivo* evaluó el aumento de la temperatura pulpar en premolares humanos intactos anestesiados durante la exposición a luces LED Polywave (Patrício Runnacles et al., 2015). Se observó un aumento significativo de la temperatura pulpar y se estableció una relación directa entre los valores de exposición radiante y el aumento de la temperatura pulpar. Por lo que los hallazgos *in vitro* previos, de que una mayor irradiancia junto con períodos de exposición más largos, son responsables de un incremento de la temperatura pulpar (Kodonas et al., 2009) se confirmaron *in vivo* con este estudio.

El incremento del tiempo de exposición parece ser el factor más relacionado con el aumento de temperatura tanto dentro de la cámara pulpar como en el tejido que rodea al diente (Mouhat et al., 2017). Cuando la punta de la luz LED está cerca de tejidos blandos, parece existir un alto riesgo de daño con irradiancias mayores a 1200 mW/cm².

También concluyeron que existe riesgo de daño pulpar cuando se deja una capa delgada de dentina y se colocan irradiancias más altas. En este estudio, el tiempo fue el factor que más influyó en el aumento de temperatura en la cámara pulpar, mientras que la irradiancia fue el factor que más influyó en la temperatura de la superficie (Mouhat et al., 2017).

Un estudio *in vitro* reciente que comparó la influencia de la emisión espectral de la luz LED, el modo de salida y el diseño de la punta de luz en el aumento de la temperatura en la cámara pulpar (Mouhat, Stangvaltaite-Mouhat, Mercer, Nilsen, & Örtengren, 2021) concluyeron que, las luces LED con diferentes emisiones espectrales contribuyeron a diferentes aumentos de temperatura. En comparación con las luces LED de espectro corto, las luces LED de amplio espectro produjeron una temperatura más alta en la cámara pulpar a distancias más cercanas, pero una temperatura más baja a mayor distancia. El modo de salida modulado dio como resultado un mayor aumento de la temperatura de la superficie, pero un menor aumento de la temperatura de la cámara pulpar en comparación con la luz LED con modo de salida continua. La punta de la lámpara que proporciona un haz no homogéneo produjo un aumento mayor de temperatura intrapulpar y de superficie, comparado con el haz de luz homogéneo (Mouhat et al., 2021).

Otros autores mencionaron que, la alta intensidad de la luz y la duración de la aplicación de los dispositivos LED juega un papel importante en el incremento de la temperatura intrapulpar que se produce durante la polimerización de los materiales dentales (Akarsu & Aktuğ Karademir, 2019) (A Rüya Yazici et al., 2006). Por otro lado, Ramoglu et al. informaron que es necesario un cierto período de tiempo para la transmisión de energía térmica a la pulpa, a través del esmalte y el tejido dentinario (Ramoglu, Karamehmetoglu, Sari, & Usumez, 2015). En este sentido, la aplicación breve

de luz de las lámparas Polywave, a alta intensidad, podría resultar en un menor aumento de la temperatura intrapulpar (Ramoglu et al., 2015).

En relación a los efectos del calor sobre la pulpa, diversos estudios han mostrado hallazgos controvertidos. Algunos autores observaron que un aumento de temperatura pulpar de 39°C a 42°C solo provocó un aumento perceptible en la tasa del flujo sanguíneo pulpar en los incisivos de rata (Pohto & Scheinin, 1958). Años más tarde, Baldissara et al., (Baldissara et al., 1997) observaron que un aumento de temperatura pulpar de 11.2°C derivado de un impulso térmico de 1 minuto 40 segundos a 3 minutos, no era capaz de generar cambios irreversibles en la pulpa humana. En realidad, los autores creían que la influencia nociva del calor sobre la pulpa no solo estaba relacionada con el aumento de la temperatura pulpar, sino también con la rapidez con la que pasaba el calor de la superficie del diente al interior de la pulpa, así como el tiempo de duración de los estímulos térmicos.

EDAD DEL DIENTE

A lo largo de su vida, los dientes están continuamente expuestos a numerosas agresiones físicas, químicas y térmicas, lo que lleva al desgaste de los tejidos duros dentales y a alteraciones en la histología y anatomía del diente (Carvalho & Lussi, 2017). Se sabe que el desarrollo de dentina secundaria y terciaria, así como la esclerosis de los túbulos dentinarios, disminuyen considerablemente el volumen de la cámara pulpar (Ge, Yang, Li, Zhang, & Ma, 2016). La esclerosis de los túbulos dentinarios relacionada con la edad y la reducción del volumen de la cámara pulpar también se han asociado con una reducción de la sensibilidad pulpar en pacientes de edad avanzada (Carvalho & Lussi, 2017). Los pacientes mayores tienen menos terminaciones nerviosas y mayor

mineralización de los nervios de la pulpa dentaria, lo que conduce a respuestas más débiles y retardadas a los estímulos térmicos, limitando así el uso de pruebas de sensibilidad de la pulpa dentaria y aumentando las respuestas falsas negativas (Jespersen, Hellstein, Williamson, Johnson, & Qian, 2014) (Farac, Morgental, de Pontes Lima, Tiberio, & dos Santos, 2012).

Las propiedades térmicas del diente dependen en gran medida del volumen de líquido dentro de los túbulos dentinarios y del flujo sanguíneo (Raab, 1992), aspectos que funcionan como disipador de calor ante un cambio térmico. Un estudio *in vitro* que analizó la influencia del flujo sanguíneo pulpar para evaluar cómo este parámetro podría disipar el calor interno del diente, generado por la exposición a las luces LED de fotocurado, concluyó que la microcirculación pulpar influyó significativamente en el aumento de temperatura en la cámara pulpar (Kodonas et al., 2009).

Se sabe que los pacientes jóvenes presentan mayor flujo sanguíneo pulpar y mayor volumen de cámara pulpar que los pacientes mayores (Ikawa, Komatsu, Ikawa, Mayanagi, & Shimauchi, 2003) (Morse, 1991). El flujo sanguíneo abundante en la pulpa también puede ayudar a dispersar el calor y ayudar a prevenir el daño pulpar debido al calentamiento (Chato, 1990). Por lo tanto, la respuesta pulpar a los estímulos térmicos puede variar según la edad del paciente, es decir, la diferencia en la tasa de flujo sanguíneo pulpar podría afectar el aumento de la temperatura pulpar durante el proceso de fotopolimerización. A pesar de que en la actualidad no existen estudios que hayan comprobado dicha aseveración, el entendimiento actual sobre la fisiología del complejo dentino-pulpar nos llevaría a pensar sobre los beneficios protectores de las pulpas más jóvenes en circunstancias de aumento de calor.

Existe un amplio consenso en que los túbulos dentinarios son la causa predominante de la dispersión de la luz (Kienle, Michels, & Hibst, 2006). Se sabe que la

densidad, el diámetro y la orientación de los túbulos dentinarios podrían incidir en las propiedades anisotrópicas de la dentina (Zijp & Jaap, 1993) (Kienle et al., 2006) (Nakajima et al., 2012). Es bien sabido que los túbulos dentinarios están ocluidos con depósitos minerales debido al cambio patológico y se estrechan debido al engrosamiento de la dentina peritubular como resultado del envejecimiento (Carvalho & Lussi, 2017). Por lo tanto, la edad del paciente y el cambio patológico en la dentina causarían grandes variaciones en las características de transmisión de luz de la dentina (Nakajima et al., 2012).

ESPESOR DE LA CAPA DE DENTINA REMANENTE

La pulpa es un tejido dental altamente vascularizado y como se mencionó anteriormente, es capaz de disipar el calor transferido por estímulos térmicos externos al complejo dentino-pulpar. La pulpa consiste en una cantidad relativamente grande de tejido encerrado en las paredes de dentina con una circulación terminal y sin riego sanguíneo colateral, lo que la hace susceptible a incrementos de temperatura ante estímulos térmicos (Vinagre et al., 2019). En ese sentido, el espesor restante de dentina y la conductividad térmica de la misma, son factores críticos en la transferencia de calor a la pulpa y afectará directamente a la temperatura pulpar (Secilmis, Bulbul, Sari, & Usumez, 2013).

Es bien sabido que la dentina tiene una conductividad térmica baja (Brown et al., 1970), y es la razón por la cual cualquier estímulo térmico en la temperatura pulpar depende de variables tales como, el grosor de dentina remanente y la profundidad de la preparación (A Rüya Yazici et al., 2006). Cuando se trata de una preparación profunda en un procedimiento restaurador, se espera una atenuación de luz más baja debido a la

presencia de una barrera dentinaria más delgada (Nakajima et al., 2012) (Richard BT Price, Murphy, & Dérand, 2000). Como consecuencia, los valores de temperatura esperados podrían ser predominantemente más altos que el aumento de temperatura umbral de 5,5°C (Patrício Runnacles et al., 2015). Además, se pueden esperar diferencias de temperatura intrapulpar en dientes con tamaños de corona más pequeños, con diferentes espesores de esmalte bucal y paredes dentinarias, como por ejemplo, los incisivos superiores e inferiores que podrían permitir que entre más luz y llegue a la cámara pulpar (Patrício Runnacles et al., 2015).

Varios estudios *in vitro* mostraron la importancia del grosor de dentina remanente para reducir el aumento de temperatura pulpar durante la exposición a las luces LED de alta potencia (Akarsu & Aktuğ Karademir, 2019) (Nakajima et al., 2012) (Jakubinek, O'Neill, Felix, Price, & White, 2008). Por lo tanto, se podría esperar un mayor aumento de temperatura pulpar en los escenarios clínicos donde solo queda una fina pared de dentina en comparación con los valores observados en dientes intactos y sanos (Driellen Christine Zarpellon et al., 2018).

Un estudio preliminar *in vitro* determinó que, cuanto más gruesa es la capa de dentina remanente, menor es el aumento de temperatura pulpar, porque la dentina es un tejido con baja conductibilidad térmica. Se observó que, en los grupos con un espesor de dentina de 3 mm, el aumento de temperatura no fue clínicamente significativo (F. H. B. Aguiar, Barros, Lima, Ambrosano, & Lovadino, 2006). En esa condición clínica, una barrera de 3 mm de espesor compuesta de esmalte y dentina es capaz de absorber y almacenar calor para proteger la pulpa contra la lesión térmica (Richard BT Price et al., 2000). Otro estudio realizado por Santis et al., evaluó la variación de temperatura pulpar durante la fotopolimerización con espesores de 1 mm y 2 mm de dentina remanente y

demonstraron que los aumentos de temperatura durante la irradiación pueden dañar los tejidos pulpaes cuando el tejido dentinario restante tiene menos de 1 mm de espesor (Santis, Silva, Haddad, Gonçalves, & Gonçalves, 2017).

Más tarde, un estudio *in vivo* realizado por Zarpellon et al., evaluó el aumento de temperatura pulpar durante la exposición a la luz LED en premolares con cavidades profundas clase V (Driellen Christine Zarpellon et al., 2018). Encontraron que los valores máximos de temperatura pulpar *in vivo* fueron más altos que los observados previamente en premolares intactos (Patrício Runnaeles et al., 2015) y puede atribuirse a la capacidad del esmalte y la dentina para actuar como aislantes térmicos (Jacobs, Thompson, & Brown, 1973). A pesar de estos valores máximos de temperatura, no encontraron valores mayores al umbral de 5,5°C, por lo tanto, la mayoría de métodos de exposición de las luces LED se pueden considerar seguros cuando un agente adhesivo se fotocura dentro de una preparación profunda de Clase V con una capa de dentina remanente de aproximadamente 1 mm, incluso con valores altos de emitancia radiante durante no más de 30 s (Driellen Christine Zarpellon et al., 2018).

Más recientemente, un estudio *in vitro* realizado por Arkasu en el 2019, mostró que existe una relación entre el grosor de la dentina remanente y el aumento de la temperatura intrapulpar. Concluyeron que, cuando el grosor de la dentina disminuyó de 1 mm a 0,5 mm en todas las muestras, la temperatura intrapulpar aumentó. Es decir, el grosor restante de la dentina es un factor importante para reducir el aumento de la temperatura intrapulpar (Akarsu & Aktuğ Karademir, 2019). Así, este estudio concuerda con el mencionado estudio de Santis et al., (Santis et al., 2017).

MATERIALES RESTAURADORES Y FORROS CAVITARIOS

El aumento de temperatura durante la polimerización de las resinas compuestas se debe principalmente al calor emitido por las luces LED de fotopolimerización (Patrício Runnacles et al., 2015). El curado de las resinas compuestas produce un aumento térmico, causado por una reacción exotérmica y la energía absorbida durante la emisión de la luz para fotopolimerización (Rajesh Ebenezer et al., 2010). El aumento de temperatura durante el curado está influenciado por factores como la intensidad de la luz, la composición y las propiedades de transmisión de las resinas compuestas, la profundidad de la cavidad, el tiempo de exposición a la luz, la irradiancia y el tipo de fuente de luz (Akarsu & Aktuğ Karademir, 2019) (Patrício Runnacles et al., 2015).

La protección del complejo dentino-pulpar es un elemento fundamental en la vitalidad de la pulpa durante los procedimientos restauradores. Esto implica evitar los estímulos térmicos causados por las luces LED para polimerización, las cuales han demostrado que pueden producir importantes incrementos de temperatura (Leprince et al., 2010) (Patrício Runnacles et al., 2015). Los forros cavitarios se han utilizado durante mucho tiempo con este objetivo. Uno de los efectos más importantes de los revestimientos es el aislamiento térmico cuando una cavidad es muy profunda y muy cercana a la pulpa dental (Saitoh et al., 2004). Los materiales disponibles para este propósito son los cementos a base de hidróxido de calcio, cementos a base de ionómero de vidrio, resinas y sistemas adhesivos (de Souza Costa, Ribeiro, Giro, Randall, & Hebling, 2011).

Los materiales de recubrimiento pulpar que contienen hidróxido de calcio estimulan la formación de dentina reparadora, protegen la pulpa de los irritantes externos (Hung, Kao, Shie, & Huang, 2014). Los cementos de ionómero de vidrio resino-modificados también están indicados para el recubrimiento pulpar (Souza, Aranha, Hebling, Giro, & de Souza Costa, 2006), estos materiales brindan una protección

adecuada para la pulpa dental, evitando la aparición de sensibilidad postoperatoria. Asimismo, los sistemas adhesivos se pueden utilizar como forros cavitarios, cuando se aplican a la dentina, actúan como una cobertura y protegen al tejido pulpar de los estímulos térmicos sellando los túbulos dentinarios con una capa híbrida (Mickenautsch, Yengopal, & Banerjee, 2010).

Un estudio que comparó las propiedades de aislamiento térmico de cuatro revestimientos y dos resinas compuestas, encontró que existen diferencias significativas entre el aumento de temperatura durante la polimerización de diferentes materiales utilizados como forros cavitarios. Los sistemas adhesivos exhibieron un bajo aislamiento térmico comparados con el hidróxido de calcio y el ionómero de vidrio resino-modificado, esto probablemente se debió a la alta carga de relleno inorgánico de estos materiales. Además, el hidróxido de calcio demostró ser el revestimiento más eficaz para proteger la pulpa ante estímulos térmicos causados por las luces LED (Karatas, Turel, & Bayindir, 2015)

La conductividad térmica de un material restaurador es uno de los factores importantes en la protección de la pulpa ante el aumento de temperatura durante la polimerización. Los materiales con baja conductividad térmica presentan buenas propiedades de aislamiento térmico. La baja conductividad térmica significa que los tejidos pulpares se dañarán menos durante la polimerización de las restauraciones con las luces LED de fotopolimerización (Rajesh Ebenezer et al., 2010). Se ha informado que las conductividades térmicas de los materiales orgánicos son generalmente más bajas que las de los materiales inorgánicos (Karatas et al., 2015). Por lo tanto, la cantidad de relleno influye también en el aumento de temperatura pulpar durante la polimerización.

Se ha informado que cuando aumenta el contenido de relleno de las resinas, el aumento de temperatura disminuye porque los materiales de relleno son químicamente

inertes y no afectan la temperatura de reacción (Atai & Motevasselian, 2009). Sin embargo, los rellenos son capaces de absorber energía externa, la cual puede provocar un aumento de temperatura en la matriz de resina compuesta. Por esta razón, la estructura de relleno de la resina puede desempeñar un papel indirecto en el aumento de temperatura (da Silva et al., 2010).

Un estudio más reciente realizado por Akarsu et al., cuyo objetivo fue comparar los efectos de diferentes resinas Bulk-fill sobre el aumento de la temperatura intrapulpar, encontraron que el uso de composites tipo Bulk-fill con una alta proporción de relleno puede reducir el aumento de temperatura intrapulpar. La razón por la que estas resinas producen un aumento de temperatura intrapulpar más bajo puede deberse al hecho de que tienen un contenido de relleno más alto. En este sentido, el calor exotérmico, que se produce debido a una red de polímero más intensa, puede aumentar la temperatura intrapulpar (Akarsu & Aktuğ Karademir, 2019).

Otro factor que incide en el aumento de la temperatura pulpar es el tono de la resina compuesta utilizada, ya que determina el grado de transmisión de la luz. Se ha informado que hay una transmisión de luz reducida a través de tonos más oscuros, comparado con los tonos de resina más claros (Tanoue, Koishi, Matsumura, & Atsuta, 2001). Estos hallazgos sugieren que los diferentes espectros de emisión de la luz LED tienen un efecto dependiente del tono del composite sobre el aumento de temperatura. Al Qudah et al., informaron que el aumento de temperatura en la polimerización de resinas de color claro comienza después de 5 segundos, mientras que el aumento de temperatura en la polimerización de resinas de color oscuro comienza después de 10 segundos. La penetración de la luz llega más profundamente en las resinas de color claro, mientras que en las de color oscuro la penetración de la luz es más difícil (Al-Qudah, Mitchell, Biagioni, & Hussey, 2007).

COMPARACIÓN DE ESTUDIOS *IN VITRO* E *IN VIVO*

El valor umbral crítico para la necrosis pulpar en dientes humanos no se comprende completamente y la mayoría de los estudios se refieren a un estudio realizado hace más de 40 años. En esa prueba, los dientes de cinco monos Rhesus se calentaron durante 5 a 20 segundos; con una temperatura de 275°C (\pm 50°C). Los resultados mostraron que, con un aumento de temperatura de 5,5°C y 11°C, el 15% y 60% de los tejidos pulpares se necrosaron después de tres meses (Zach & Cohen, 1965). Sin embargo, es muy cuestionable si los valores obtenidos en los monos también son válidos para los seres humanos.

Posteriormente al estudio de Zach y Cohen (Zach & Cohen, 1965), debido al costo elevado de las pruebas con animales, se desarrollaron técnicas *in vitro* que utilizaron dientes extraídos para evaluar el cambio de temperatura pulpar en condiciones clínicas simuladas, mientras se aplican diversas fuentes de calor externas (Ebenezar, Anilkumar, Indira, Ramachandran, & Srinivasan, 2010) (Kodonas et al., 2009), varios de estos estudios *in vitro* demostraron que la exposición a la luz LED de alta intensidad provoca un aumento significativo de la temperatura pulpar en dientes extraídos (Kodonas et al., 2009) (Baroudi et al., 2009) (Park et al., 2010) (Leprince et al., 2010). Sin embargo es importante mencionar que, dado que la dentina tiene una conductividad térmica baja (Brown et al., 1970), la influencia de cualquier estímulo térmico en la temperatura pulpar depende de otras variables como el grosor de dentina remanente y la profundidad de la preparación (A Rüya Yazici et al., 2006) o el flujo sanguíneo pulpar (Sasano et al., 2002). Por lo tanto, se debe tener cuidado al interpretar los resultados *in vitro*.

Con base en resultados *in vitro*, algunos estudios sugirieron que el uso de las luces LED de alta potencia con valores de irradiancia superiores a 1200 mW / cm² puede dañar el tejido pulpar (Mouhat et al., 2017). Autores recomendaron limitar el tiempo de exposición cuando se utilizan luces LED de alta intensidad (Park et al., 2010). Sin embargo, la mayoría coincidieron en que la simulación *in vitro* no representa las complejidades de una situación clínica *in vivo*, que incluye la presencia de tejido pulpar y los mecanismos dinámicos del flujo sanguíneo para controlar la temperatura (Baroudi et al., 2009) (Hannig & Bott, 1999) (Kodonas et al., 2009) (P. Runnacles et al., 2015).

Otra razón de tales diferencias entre los modelos *in vitro* e *in vivo* es la diferencia entre el contenido dentro de la cámara pulpar en referencia al tejido pulpar de los modelos extraídos. Cuando la superficie del esmalte recibe luz azul, parte de la energía luminosa se refleja o se convierte en energía térmica, mientras que la porción restante pasa a los sustratos internos (Raab, 1992), la misma que, interactúa de manera diferente entre los ambientes *in vitro* e *in vivo* dentro de la cámara pulpar. En el modelo *in vivo*, debido a la presencia de sangre, la pulpa es rica en hemoglobina, un cromóforo con un coeficiente de absorción (Jacques, 2013), por lo que cuando la luz azul llega al tejido pulpar, los fotones son fuertemente absorbidos por los cromóforos sanguíneos para convertirse parcialmente en energía térmica (Fodor, Ullmann, & Elman, 2011), resultando en un aumento de temperatura pulpar más lento *in vivo* que el observado *in vitro*.

Más allá de las diferencias encontradas en los estudios *in vitro* e *in vivo*, los estudios realizados en seres humanos más recientes, como el caso del estudio de Gross y colaboradores (Gross et al., 2020), no han mostrado evidencias de daño pulpar irreversible luego de que la pulpa haya sido expuesta a diferentes modos de activación clínicamente relevantes, o en otras situaciones, modos de activación poco usuales,

utilizando altas irradiancias y períodos de tiempo que podrían ser posiblemente utilizados en cementación de restauraciones indirectas. Sin embargo, dichos tiempos de exposición no consideraron la interposición de materiales entre el diente y la fuente emisora de energía, lo que nos podría llevar a pensar en una mayor disipación del calor.

Por otra parte, el estudio de Gross y colaboradores, solo consideró un tiempo limitado de recuperación de la pulpa, por lo que los efectos a largo plazo sobre el tejido pulpar, aún son desconocidos (Gross et al., 2020).

MÉTODOS PARA EL CONTROL DEL CALOR DURANTE LA FOTOPOLIMERIZACIÓN

En un estudio *in vitro* que evaluó enfoques alternativos para reducir el aumento de la temperatura pulpar durante la exposición a luces LED de alta potencia, encontraron que el rociado de aire-agua aplicado durante la fotopolimerización redujo el aumento de temperatura pulpar, manteniendo el aumento máximo de temperatura en la cámara pulpar a $\pm 3,7^{\circ}\text{C}$ (Onisor, Asmussen, & Krejci, 2011). Sin embargo, debe evitarse el uso de agua-aire, ya que el agua puede alterar la fuerza de adhesión. Por lo tanto, el uso de una corriente de aire con la jeringa triple hacia el diente durante la exposición a la luz parece prometedora (Frederick Allen Rueggeberg et al., 2017) (D. C. Zarpellon et al., 2019).

Generalmente, un procedimiento restaurador que implica la aplicación de sistemas adhesivos y con ellos el uso de luces LED para su fotopolimerización, suelen iniciarse inmediatamente después de la preparación del diente. Como consecuencia, la temperatura tanto de la estructura del diente como de los tejidos pulpares en el momento de la fotopolimerización puede ser más baja, es decir, los clínicos pueden esperar que tanto los tejidos dentales como los pulpares estén fríos antes de la primera exposición a la luz (Patrício Runnacles et al., 2015). Los clínicos pueden intentar enfriar el diente y la

pulpa antes de realizar dichos procedimientos, aplicando un aerosol de aire y agua o un algodón húmedo antes de comenzar, o incluso soplar el diente con aire durante la exposición a la luz LED (P. Runnacles et al., 2015). Por otro lado, se debe tener cuidado de no enfriar los dientes a valores térmicos extremadamente bajos, ya que puede resultar en una menor conversión de monómeros y, como consecuencia, comprometer las propiedades mecánicas de los materiales (Alexandre, Sundfeld, Giannini, & Lovadino, 2008) (Lovelh, Newman, & Bowman, 1999).

Zarpellon et al., en el 2019, encontraron que, cuando se inició un flujo de aire tres segundos antes de que se encendiera la luz y se mantuvo durante la exposición a la luz, la temperatura del esmalte y la dentina descendieron (Figura 3). Por esta razón, es razonable suponer que exposiciones más prolongadas a una luz LED de alta potencia, no serían dañinas para la pulpa cuando se aplica flujo de aire simultáneamente. Curiosamente, la caída de temperatura en la dentina debido al flujo de aire no solo evitó el aumento de temperatura pulpar durante la exposición a la luz LED, sino que también redujo la temperatura pulpar a valores más bajos que los iniciales (Figura 4) (D. C. Zarpellon et al., 2019). Otra opción es colocar la punta de la succión de alta potencia cerca del diente, lo que, debido a la circulación del aire, ayudaría a reducir la temperatura de la pulpa durante la exposición a la luz LED de alta potencia.



Figura 3. El uso de una corriente de aire hacia el diente durante la exposición a la luz reduce el incremento de temperatura intrapulpar.

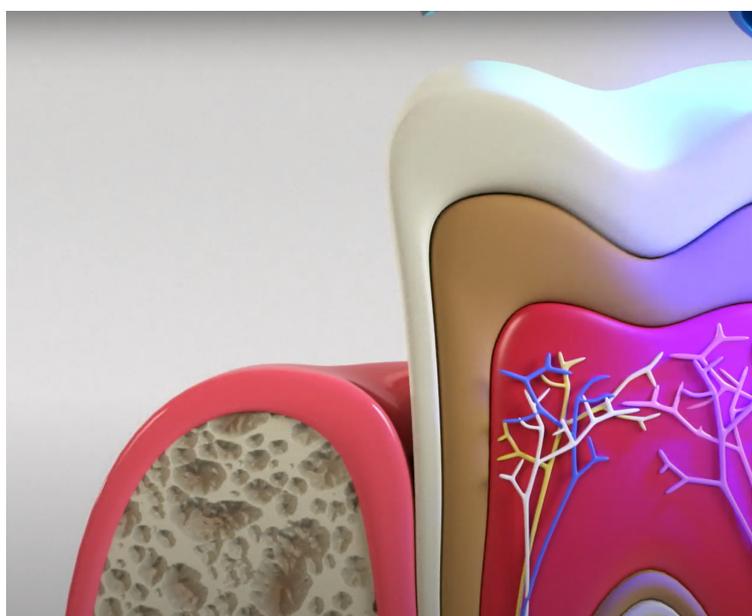


Figura 4. Comparación de vasos sanguíneos dilatados (lado derecho) y vasos sanguíneos no dilatados ante la presencia de una corriente de aire (lado izquierdo) durante la exposición a la luz LED.

Cualquier estímulo térmico en la pulpa depende también de otras variables tales como, el grosor de dentina remanente y la profundidad de la preparación (A Rüya Yazici et al., 2006). Akarsu et al., en el 2019 concluyó que, la conservación de la dentina

afectada, tanto como sea posible, durante la preparación de la cavidad puede resultar en un menor aumento de la temperatura intrapulpar (Akarsu & Aktuğ Karademir, 2019).

En estudio *in vitro* realizado por Park et al. recomendaron que, los dispositivos de curado con alta densidad de potencia (>1200 mW/cm²) solo deben activarse durante un corto período de tiempo (<15 segundos) incluso en dientes sin preparación de caries. Aunque el valor umbral crítico para la necrosis pulpar en dientes humanos no se comprende por completo, sería aconsejable limitar el tiempo de exposición a 20 segundos para un dispositivo de curado cuya densidad de potencia esté entre 1200 y 1600 mW/cm², y a 10 segundos para un dispositivo de curado cuya densidad de potencia se encuentra entre 2000 y 3000 mW/cm². (Park et al., 2010).

Es importante no aumentar arbitrariamente el tiempo de exposición a la luz en un intento por asegurar una polimerización completa sin comprender los efectos térmicos adversos que esto puede tener sobre la pulpa y los tejidos orales. Es bien sabido que, cuando la punta de la luz LED está cerca del tejido blando, o donde la estructura dental restante es delgada, existe el riesgo de daño térmico cuando la luz administra más de 1200 mW/cm² (Mouhat et al., 2017). Se recomienda que cuando se utilice la luz LED con tiempos de curado prolongados, el diente se enfríe con aire, o el operador debe esperar al menos 2 a 3 segundos entre cada 10 segundos de fotopolimerización (Richard B Price, 2018).

Un estudio *in vivo* realizado por Runnacles et al., encontró que existe un retraso de aproximadamente 1 segundo entre el momento en el que se encendió la lámpara de polimerización y en el que la temperatura pulpar comienza a incrementar. Además, observaron que luego de apagar la lámpara, la temperatura pulpar disminuyó gradualmente hasta alcanzar el valor de referencia previo, requiriendo aproximadamente 5 minutos para hacerlo, en el método de exposición de 60 s/H (Patrício Runnacles et al.,

2015). Estos resultados contrastan con los del estudio de Park et al., en el que se determinó que, el valor de temperatura inicial de referencia de 34°C se alcanzó 2,5 minutos después de que se apagó la luz de curado. Por lo tanto, la temperatura pulpar estaría muy por encima de los 34°C cuando se produzca la segunda o tercera exposición a la luz (Park et al., 2010).

En este sentido, el clínico puede esperar una temperatura pulpar más alta sostenida en la cámara pulpar, incluso después de que se apague la luz LED. Este comportamiento térmico merece cierta preocupación cuando se utiliza la técnica incremental de resina en una cavidad, ya que se producirán múltiples exposiciones, lo cual podría resultar en un mayor almacenamiento de calor intrapulpar. Por lo tanto, podría resultar útil el uso de resinas tipo Bulk-fill con una aplicación de luz de alta intensidad breve (Ramoglu et al., 2015) (Akarsu & Aktuğ Karademir, 2019), ya que se disminuiría el número de exposiciones del diente a la luz.

Como se mencionó anteriormente, la microcirculación sanguínea es responsable de disipar el cambio de temperatura causado por los estímulos térmicos externos al complejo dentino-pulpar (Kodonas et al., 2009) (Raab, 1992). En este sentido, las tasas de flujo sanguíneo más bajas al utilizar anestésicos con vasoconstrictor pueden afectar los efectos del enfriamiento intrapulpar durante y después de la exposición a las luces LED de alta potencia. Por lo tanto, los clínicos pueden esperar valores de temperatura más bajos cuando solo se coloca anestesia infiltrativa sin vasoconstrictor (Patrício Runnacles et al., 2015).

Al Qudah et al., informaron que la penetración de la luz llega más profundamente en las resinas de color claro, mientras que en las de color oscuro la penetración de la luz es más difícil (Al-Qudah et al., 2007). Además, se ha informado que cuando aumenta el contenido de relleno de las resinas, el aumento de temperatura

disminuye (Atai & Motevasselian, 2009), por lo tanto, la estructura de relleno de la resina puede desempeñar un papel indirecto en el aumento de temperatura (da Silva et al., 2010). En ese sentido, es fundamental que el clínico conozca el tipo de relleno del composite que va a utilizar. Akarsu sugiere que el uso de composites tipo bulk-fill con una alta proporción de relleno puede reducir el aumento de temperatura intrapulpar (Akarsu & Aktuğ Karademir, 2019).

Es importante tenerse en cuenta algunos factores: 1) Durante los procedimientos de restauración, el paso de fotopolimerización se repite varias veces: durante la aplicación del sistema adhesivo (una o más capas, dependiendo del adhesivo) y la polimerización de los incrementos de resina compuesta. 2) La condición y la calidad de la vascularización pulpar determinan el grado de daño por trauma térmico (Tjan & Dunn, 1988), y en cavidades más profundas, la pulpa ya ha sido afectada por caries y preparación de la cavidad (Camps, Dejou, Remusat, & About, 2000). 3) Además, la dentina (más permeable después del grabado con ácido fosfórico) puede volverse más susceptible al aumento de temperatura (Pashley et al., 1983).

Algunos clínicos pueden creer que otros métodos, como aumentar la distancia entre la punta de la luz LED y el diente, métodos de curado discontinuos (F. Aguiar, Barros, dos Santos, Ambrosano, & Lovadino, 2005) (Davidson & De Gee, 2000), o reducir la potencia (Uhl, Mills, & Jandt, 2003), pueden ayudar a proteger la pulpa contra las lesiones térmicas. Sin embargo, tales procedimientos pueden comprometer la polimerización óptima de la resina y con ello sus propiedades (Richard B Price, Derand, Sedarous, Andreou, & Loney, 2000) (R. Price, Shortall, & Palin, 2014). Con respecto a los tejidos blandos, se sabe que el uso del dique de goma no protege el tejido gingival del calor generado por las luces LED, de hecho, se ha encontrado que su uso para aislamiento absoluto, derivó en lesiones gingivales (Maucoski et al., 2017). Por lo cual, algunos

autores han aconsejado que se coloque una gasa debajo del dique de goma que proteja la mucosa oral (Mouhat et al., 2017) (Richard B Price, 2018).

DISCUSIÓN

Numerosos estudios *in vitro e in vivo* han demostrado una correlación positiva entre la intensidad de la unidad de fotopolimerización y el aumento de temperatura (Hannig & Bott, 1999) (Asmussen & Peutzfeldt, 2005) (Leprince et al., 2010) (Gross et al., 2020) (Patrício Runnacles et al., 2015) (Driellen Christine Zarpellon et al., 2018) (Hofmann, Hugo, & Klaiber, 2002) (Stewardson, Shortall, Harrington, & Lumley, 2004). Las luces de fotopolimerización basadas en diodos emisores de luz (LED) para polimerizar materiales resinosos pueden hacer que la temperatura pulpar aumente a valores considerados nocivos (Leprince et al., 2010) (Zach & Cohen, 1965). Además, el uso cada vez más frecuente de procedimientos adhesivos que requieren de la activación de sus materiales a través de fuentes de luces LED, son cada vez más comunes en la práctica odontológica rutinaria.

En el pasado, la mayoría de estudios se centraban solamente en la medición de los cambios de temperatura durante la exposición a unidades de fotopolimerización sin simular condiciones fisiológicas del diente (Eldeniz, Usumez, Usumez, & Ozturk, 2005) (Millen et al., 2007). Debido a las diferencias entre estos enfoques, junto con la variación en los tipos de unidades de fotopolimerización, las emisiones radiantes y las características de los dientes (Baroudi et al., 2009) (Eldeniz et al., 2005) (Leprince et al., 2010) (Millen et al., 2007) (Oberholzer et al., 2012) (Park et al., 2010) (Rajesh Ebenezer et al., 2010) (A Rüya Yazici et al., 2006), varios estudios evaluaron el estímulo térmico causado por las luces LED, utilizando dientes extraídos para evaluar el aumento de temperatura dentro de la cámara pulpar mientras se aplicaban fuentes de calor

externas (Kodonas et al., 2009) (Millen et al., 2007). La metodología más común utiliza termopares insertados dentro de las cámaras pulpaes de los dientes extraídos con los cuales logran medir los cambios de temperatura durante la exposición a varias unidades de fotopolimerización (Daronch, Rueggeberg, Hall, & Mario, 2007) (Kodonas et al., 2009) (Park et al., 2010). Dichos estudios exhibieron un amplio rango de aumentos de temperatura dentro de la cámara pulpar, que van de 1,5° C a 23,2° C, sin embargo, a pesar de tales diferencias en los resultados y metodologías, muchos estudios *in vitro* concluyeron que el uso de algunas luces LED para fotopolimerización puede causar un aumento en los valores de temperatura dentro de la cámara pulpar superior al umbral de aumento de temperatura considerado dañino para la pulpa (5,5°C) (Zach & Cohen, 1965).

Por mucho tiempo, dichos resultados llevaron a los investigadores a generar conclusiones basadas en estos hallazgos, lo que presuponía una recomendación de uso criterioso de las fuentes de luz LED durante los procedimientos desarrollados en la clínica. Sin embargo, el comportamiento de la pulpa, al ser un tejido dinámico, parece ofrecer mecanismos mucho más complejos que aquellos encontrados en los primeros estudios *in vitro* y su respuesta ha mostrado ser más compleja.

Debido a las limitaciones de dichos estudios *in vitro* y en un intento por simular las mismas condiciones fisiológicas observadas *in vivo*, el desarrollo de dispositivos específicos en los que las raíces de los dientes extraídos se conectaban a una bomba para proporcionar un flujo de fluido de agua dentro de la cámara pulpar para simular el flujo sanguíneo, mientras que la temperatura dentro de la cámara pulpar se estabilizaba inicialmente en un valor promedio cercano a la temperatura central del cuerpo (aproximadamente 37°C) (Daronch et al., 2007) (Jakubinek et al., 2008) (Kodonas et al., 2009) (Park et al., 2010), esto asemejó las condiciones clínicas del aumento de

temperatura y de esta manera se evidenció el efecto protector que el flujo dinámico de sangre en el interior de la pulpa puede tener sobre dicho tejido.

Sin embargo, debido que la mayoría de los estudios *in vitro* se publicaron en el pasado, y a la falta de estudios *in vivo* que evaluaran los cambios de temperatura pulpar durante la fotopolimerización y por las diferencias entre los dientes probados y las condición de estos entre dichos estudios, en la actualidad, no se puede asegurar que existan datos suficientes que confirmen qué tan bien un modelo *in vitro* puede reproducir los cambios de temperatura observados en el modelo *in vivo* cuando un diente es expuesto a una luz LED de fotopolimerización.

Por su parte, nuevos estudios *in vivo* que midieron la temperatura pulpar en premolares humanos (Runnacles, et al., 2015) (Driellen Christine Zarpellon et al., 2018) han brindado una nueva visión sobre el comportamiento de la pulpa frente al calor. En dichos estudios se evidenció el comportamiento fisiológico de la pulpa dental, cuyo desempeño parece estar principalmente relacionado el tiempo y a la intensidad del estímulo al cual se expone (P. Runnacles et al., 2015) (Mouhat et al., 2017) (Driellen Christine Zarpellon et al., 2018) . Es así que los estímulos más rápidos y de alta intensidad de calor, parecen no brindarle el tiempo suficiente al tejido pulpar para adaptarse a dichos cambios. Este comportamiento ha sido observado en estudios *in vivo* que analizaron los efectos de dichas exposiciones lumínicas sobre la pulpa. Así, este tipo de métodos de aplicación de luz, no solo presentaría desventajas desde el punto de vista del tejido pulpar, sino, además en muchos casos, todos los efectos indeseados sobre los materiales polimerizables que sufren de una contracción de polimerización más brusca de su masa, como resultado de las altas intensidades de energías (Ferracane & Hilton, 2016).

De este modo, la aplicación de energía lumínica más controlada, con irradiancias iniciales más bajas, inclusive en tiempos de exposición mayores, permiten observar un patrón de modificación de temperatura controlado cuyos efectos histológicos son poco evidenciables (Gross et al., 2020). De esta manera, procedimientos como la cementación de restauraciones indirectas deberían ser realizados con irradiancias más controladas con el objetivo de evitar injurias al tejido pulpar.

En todos los casos, tanto *in vitro* como *in vivo*, han concluido que a medida que es mayor la exposición radiante, más aumenta la temperatura pulpar. A pesar de los efectos que pueda generar la disipación del calor en la pulpa como el uso previo de anestésicos, la influencia del flujo sanguíneo intrapulpar y otras circunstancias clínicas, como los diferentes espesores de dentina o esmalte remanentes bajo los cuales se colocan las restauraciones de materiales resinosos, el uso de herramientas clínicas simples, como el flujo de aire frío durante los períodos largos de exposición a la luz, pueden ser particularmente beneficiosos como mecanismo de protección a la pulpa, además de ser un recurso económico y al alcance de todos los clínicos.

Estudios futuros evaluando las diferentes situaciones clínicas que pudieran ser potencialmente generadoras de calor son recomendados para elucidar los mecanismos de respuesta de la pulpa frente a dichas situaciones.

CONCLUSIONES

Tras esta revisión bibliográfica de estudios *in vitro* e *in vivo*, se puede concluir que:

- 1) Cuando se realizan procedimientos que requieren de aparatos fotoactivadores LED de alta potencia deben tomarse en consideración los siguientes factores:

A) Diente (edad del diente, espesor de dentina restante y microcirculación pulpar),
B) Factores relacionados con la fuente de luz (intensidad de la luz vs. tiempo de exposición) y factores relacionados con C) Las propiedades del material de resina (color y translucidez/opacidad).

2) El uso de estrategias para reducir el calor pulpar, principalmente el rociado de aire y el control del flujo de aire caliente podrían ser consideradas como alternativas clínicas viables para evitar daños a la pulpa.

TABLAS

ARTÍCULO	AUTOR	MODO DE ACTIVACIÓN	DELTA T °C	T MÁXIMA °C
<i>In vivo</i> temperature rise in anesthetized human pulp during exposure to a polywave led light curing unit	Runnacles et al.	10-s/l	0.5	35.8
		10-s/l	1.0	36.3
		5-s/t	1.0	36.2
		60-s/h	4.8	40.1
<i>In vivo</i> temperature rise and acute inflammatory response in anesthetized human pulp tissue of premolars having class v preparations after exposure to polywave® led light curing units	Gross et al.	10s/20i	2.1	37.1
		1s/exp	2.0	37.3
		20s/20i	3.9	38.8
		2s/exp	3.2	38.5
		60s/20i	5.6	40.9
Influence of class v preparation on <i>in vivo</i> temperature rise in anesthetized human pulp during exposure to a polywave® led light curing unit	Zarpellon et al.	10-s/l	0.7	36.0
		5-s/t	1.4	36.9
		10-s/h	1.5	37.0
		30-s/h	3.5	39.2
		60-s/h	5.5	41.1
<i>In Vivo</i> Pulp Temperature Changes During Class V Cavity Preparation and Resin Composite Restoration in Premolars	Zarpellon et al.	Filtek Z350/10 s	0.3±0.5°C	
		Tetric N Ceram Bulk-fill/10s	-1.6±1.3°C	
		Filtek Z350/40 s	3.4 ± 0.8°C	
Comparison of <i>in vivo</i> and <i>in vitro</i> models to evaluate pulp temperature rise during exposure to a Polywave® LED light curing unit	Runnacles et al.	10s-L	0.5 (0.2)Bc	18.9 (6.1)Ab
		10s-H	1.0 (0.3)Bb	18.2 (5.9)Ab
		5s-T	1.0 (0.3)Bb	13.5 (6.8)Ac
		60s-H	4.8 (1.0)Ba	65.7 (5.5)Aa

Tabla 1. Modo de activación, delta T, temperatura máxima de estudios *in vivo*

ARTICLE	AUTOR	MODO DE ACTIVACIÓN	DELTA T °C	T MÁXIMA °C
Pulp chamber temperature increase from curing light units: an in vitro study	Cantekin et al.	Halógena	3.20 1.08	5.20
		Luz led convencional	1.01 0.16	1.30
		Método de emulación de plasma	1.44 0.25	2.00
		Arco de plasma	2.07 0.29	2.90
Comparison of <i>in vivo</i> and <i>in vitro</i> models to evaluate pulp temperature rise during exposure to a Polywave® LED light curing unit	Runnacles et al.	10s-L	0.9 (0.3)Ac	15.9 (3.4)Ab
		10s-H	1.6 (0.3)Ab	17.2 (4.2)Ab
		5s-T	1.6 (0.4)Ab	13.6 (5.0)Ac
		60s-H	7.7 (1.6)Aa	62.6 (2.2)Aa
Comparison of temperature rise in the pulp chamber with different light curing units: An <i>in-vitro</i> study	Ebenezar et al.	Grupo 1/20s distancia 3mm	0.8	1.25
		Grupo 2/20s distancia 3mm	1.2	1.40
		Grupo 3/20s distancia 3mm	0.8	0.90
		Grupo 4/20s distancia 3mm	1.6	1.55
		Grupo 5/20s distancia 3mm	1.8	1.80
		Grupo 6/20s distancia 3mm	2.0	2.00
Temperature rise induced by some light emitting diode and quartz- tungsten-halogen curing units	Peutzfeldt	XL3000 / 360 mW cm ²	4.8 ± 0.4	
		Optilux 501 / 650 mW cm ²	9.3 ± 0.8	
		Elipar Highlight / 650 mW cm ²	10.0 ± 0.	
		Lux-O-Max / 100 mW cm ²	1.2±0.2	
		Elipar FreeLight / 240 mW cm ²	2.8±0.1	
		CoolBlu / 240 mW cm ²	2.9±0.2	
		Aqua Blue / 300 mW cm ²	3.1±0.2	
		UltraLume LED2 / 370 mW cm ²	5.5±0.2	
		Lux-O-Max P1 / 420 mW cm ²	4.1 ± 0.1	
		SmartLite / 570 mW cm ²	6.4 ± 0.5	
		DioPowe / 600 mW cm ²	5.3±0.3	
		Elipar FreeLight 2 / 780 mW cm ²	9.4 ± 0.2	
LEDemetron 1 / 780 mW cm ²	8.9 ± 0.2			
Modern High Powered Led Curing Lights and Their Effect on Pulp Chamber Temperature of Bulk and Incrementally Cured Composite Resin	Oberholzer et al.	SpectrumTM800 400 mW/cm ²	2.83 (0.39)	
		SpectrumTM800 800 mW/cm ²	3.75 (0.62)	
		SmartlightTMPS 950 mW/cm ²	2.83 (0.39)	
		Mini-LED 1000 mW/cm ²	3.75 (0.75)	
		Elipar Freelight 2 1150 mW/cm ²	4.08 (0.51)	

In modes on temperature rise in human dentin of different thickness	Baggio et al.	Soft start / 2mm	4.37 (± 0.2)	5.933 (± 0.2)
		Distanced tip / 2mm	3.53 (± 0.3)	6.067 (± 0.2)
		Ramp curing / 2mm	2.93 (± 0.2)	5.233 (± 0.4)
		High intensity / 2mm	2.73 (± 0.2)	4.767 (± 0.3)
		Conventional / 2mm	2.73 (± 0.3)	4.200 (± 0.5)
In vitro pulp chamber temperature rise from irradiation and exotherm of flowable composites	Baroudi et al.	Revolution Formula 2 RF	1.78 (0.27)	3.86 (0.52)
		Point 4 Flowable PF	2.21 (0.02)	3.25 (0.20)
		Tetric Flow TF	2.55 (0.07)	3.99 (0.19)
		Grandio Flow GF	1.85 (0.27)	4.52 (0.34)
		Filtek Flow FF	1.81 (0.20)	4.32 (0.26)
		Filtek Z250 Z250	2.58 (0.33)	3.33 (0.36)
		Filtek Supreme FS	1.82 (0.10)	2.82 (0.52)
		Tetric Ceram	2.27 (0.24)	3.36 (0.16)
Temperature rise caused in the pulp chamber under simulated intrapulpal microcirculation with different light-curing modes	Ramoglu et al.	Grupo 1 (Lux v)	2.60 \pm 0.54	3.53
		Grupo 2 (Elipar s10 led)	2.57 \pm 0.62	3.26
		Grupo 3 (Valo LED) método de alta potencia	2.35 \pm 0.61	3.30
		Grupo 4 (Valo LED método xtra power)	1.74 \pm 0.52	2.35
Experimental Curing Unit: Influence of the Lighting Modes on the Dental Pulp Chamber Temperature	Indrani et al.	Pulse-lighting, 900 \pm 0 / 10s	27.27 \pm 0.28	
		Pulse-lighting, 900 \pm 0 / 20s	27.35 \pm 0.21	
		Pulse-lighting, 1,000 \pm 0 / 10s	28.22 \pm 0.18	
		Pulse-lighting, 1,000 \pm 0 / 20s	28.45 \pm 0.28	
		Continuous- 20 lighting, 900 \pm 0	29.82 \pm 0.58	
Influence of light intensity from different curing units upon composite temperature rise	KNEZ' EVIC	ETM-10s	6.5 \pm 1.97	6 \pm 4 1 \pm 37
		ETS-10s	10.8 \pm 1.47	13 \pm 3 1 \pm 21
		ETE-10s	3.6 \pm 0.82	11 \pm 8 3 \pm 06
		AL-10s	7.2 \pm 1.92	8 \pm 0 2 \pm 83
		AH-10s	8.2 \pm 3.96	11 \pm 6 0 \pm 77
		AP-10s	4.6 \pm 0.89	6 \pm 8 2 \pm 17
		L-10s	2.6 \pm 1.51	5 \pm 2 1 \pm 92
Real-Time Analysis of Temperature Changes in Composite Increments and Pulp Chamber during Photopolymerization	Kim et al.	BC	46.7 (1.1)	52.8 (2.5)
		MC	51.7 (1.5)	59.8 (3.8)
		TC	58.5 (2.1)	N/A
		BE	44.5 (1.4)	48.4 (4.0)
		ME	48.0 (2.1)	51.3 (5.9)
		TE	52.6 (4.0)	N/A
		PD	38.8 (0.1)	39.8 (1.6)
		CI	50.0 (1.3)	50.7 (1.4)

Effect of simulated pulpal microcirculation on intrachamber temperature changes following application of various curing units on tooth surface	Kodonas et al.	Halogen lamp - 650 mW	0-4	0-8
		Halogen lamp . 1200 mW	0-10	0-15
		Halogen lamp - 2300 mW	0-12	0-19
		Diode laser - 2000 mW-808 nm-cv	0-18	0-27
		Plasma arc curing light - Unknown	0-8	0-8
		Mercury metal halide light - Unknown	0-10	0-10
Pulpal-temperature Rise and Polymerization Efficiency of LED Curing Lights	Leprince et al.	Bluephase 16i / 1622 mW/cm2	2.89 (0.14)	6.91 (0.26)
		Bluephase G2 / 1050 mW/cm2	2.68 (0.30)	5.81 (1.12)
		G-Light / 1166mW/cm2	3.20 (0.59)	7.03 (0.07)
		Freelight 2 / 644 mW/cm2	1.30 (0.13)	4.58 (0.06)
		XL3000 / 544 mW/cm2	3.85 (0.30)	4.46 (0.24)
Effects of different ceramic and dentin thicknesses on the temperature rise during photocuring	Kuo et al.	D1.0-C1.5	10.98 ± 1.79	14.23
		D1.0-C2.5	6.67 ± 0.61	7.80
		D1.0-C3.5	3.73 ± 0.28	4.03
		D1.5-C1.5	7.18 ± 0.81	8.00
		D1.5-C2.5	4.15 ± 0.31	4.57
		D1.5-C3.5	2.79 ± 0.27	3.23
		D2.0-C1.5	5.75 ± 0.96	6.97
		D2.0-C2.5	3.26 ± 0.29	3.37
Increases in intrapulpal temperature during polymerization of composite resin	Martins et al.	HB	2.35 ± 0.91	
		HC	2.69 ± 0.72	
		LB	1.25 ± 0.52	
		LC	1.50 ± 0.60	
Parameters Influencing Increase in Pulp Chamber Temperature with Light-curing Devices: Curing Lights and Pulpal Flow Rates	Park et al.	QTHhigh A		41.0 (0.83)
		QTHhigh B		41.5 (0.36)
		QTHhigh C		41.4 (0.21)
		LEDconv A		46.0 (0.16)
		LEDconv B		45.3 (0.30)
		LEDconv C		45.4 (0.42)
		LEDexp2000 A		50.9 (0.16)
		LEDexp2000 B		51.2 (0.36)
		LEDexp2000 C		51.0 (0.34)
		LEDexp3000 A		53.7 (1.09)
		LEDexp3000 B		52.8 (1.04)
		LEDexp3000 C		53.5 (1.10)

Intrapulpal temperature changes during curing of different bulk- II restorative materials	Yasa et al.	Equia Forte	3.56±0.84	
		Fill-up (Dual-cure)	5.00±0.68	
		Fill-up (Self-cure)	5.31±0.69	
		Z250 8.22±0.36	8.22±0.36	
		GCP Glass Fill	10.74±1.14	
		Filtek Bulk Fill Posterior	11.59±2.12	
		SDR	12.83±1.53	
Comparison of Temperature Changes in the Pulp Chamber Induced by Various Light Curing Units, <i>In Vitro</i>	Yazici et al.	Spectrum 800		2.94 (0.31)
		Elipar Trilight Standard		3.8 (0.12)
		Elipar Trilight Eponential		3.0 (0.70)
		Elipar Freelight		2.14 (0.18)
		Virtuoso		2.42 (0.27)

Tabla 2. Modo de activación, delta T, temperatura máxima de estudios *in vitro*

REFERENCIAS

- Aguiar, F., Barros, G., dos Santos, A., Ambrosano, G., & Lovadino, J. R. (2005). Effect of polymerization modes and resin composite on the temperature rise of human dentin of different thicknesses: an in vitro study. *Operative dentistry*, 30(5), 602-607.
- Aguiar, F. H. B., Barros, G. K. P., Lima, D. A. N. L., Ambrosano, G. M. B., & Lovadino, J. R. (2006). Effect of composite resin polymerization modes on temperature rise in human dentin of different thicknesses: an in vitro study. *Biomedical Materials*, 1(3), 140.
- Akarsu, S., & Aktuğ Karademir, S. (2019). Influence of Bulk-Fill Composites, Polymerization Modes, and Remaining Dentin Thickness on Intrapulpal Temperature Rise. *BioMed research international*, 2019.
- Al-Qudah, A., Mitchell, C., Biagioni, P., & Hussey, D. (2007). Effect of composite shade, increment thickness and curing light on temperature rise during photocuring. *Journal of dentistry*, 35(3), 238-245.
- Alexandre, R., Sundfeld, R. H., Giannini, M., & Lovadino, J. R. (2008). The influence of temperature of three adhesive systems on bonding to ground enamel. *Operative dentistry*, 33(3), 272-281.
- Alongi, D. J., Yamaza, T., Song, Y., Fouad, A. F., Romberg, E. E., Shi, S., . . . Huang, G. T. (2010). Stem/progenitor cells from inflamed human dental pulp retain tissue regeneration potential. *Regenerative medicine*, 5(4), 617-631.
- Antonson, S. A., Antonson, D. E., & Hardigan, P. C. (2008). Should my new curing light be an LED? *Operative dentistry*, 33(4), 400-407.
- Asmussen, E., & Peutzfeldt, A. (2005). Temperature rise induced by some light emitting diode and quartz-tungsten-halogen curing units. *European Journal of Oral Sciences*, 113(1), 96-98.
- Atai, M., & Motevasselian, F. (2009). Temperature rise and degree of photopolymerization conversion of nanocomposites and conventional dental composites. *Clinical oral investigations*, 13(3), 309-316.
- 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*, 24(11), 791-801.
- Baroudi, K., Silikas, N., & Watts, D. C. (2009). In vitro pulp chamber temperature rise from irradiation and exotherm of flowable composites. *International journal of paediatric dentistry*, 19(1), 48-54.
- Bowen, R. L. (1963). Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *Journal of the American Dental Association*, 66, 57-64. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14014600>
- Brännström, M. (1986). The cause of postrestorative sensitivity and its prevention. *Journal of endodontics*, 12(10), 475-481.
- Brännström, M., & Johnson, G. (1970). Movements of the Dentine and Pulp Liquids on Application of Thermal Stimuli an In Vitro Study. *Acta Odontologica Scandinavica*, 28(1), 59-70. doi:10.3109/00016357009033132
- Brown, W., Dewey, W., & Jacobs, H. (1970). Thermal properties of teeth. *Journal of Dental Research*, 49(4), 752-755.

- Buonocore, M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research*, 34(6), 849-853. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13271655>
- Camps, J., Dejou, J., Remusat, M., & About, I. (2000). Factors influencing pulpal response to cavity restorations. *Dental Materials*, 16(6), 432-440.
- Carvalho, T., & Lussi, A. (2017). Age-related morphological, histological and functional changes in teeth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 44(4), 291-298.
- Chato, J. (1990). Fundamentals of bioheat transfer. In *Thermal dosimetry and treatment planning* (pp. 1-56): Springer.
- Chiang, Y.-C., Lee, B.-S., Wang, Y.-L., Cheng, Y.-A., Chen, Y.-L., Shiau, J.-S., . . . Lin, C.-P. (2008). Microstructural changes of enamel, dentin–enamel junction, and dentin induced by irradiating outer enamel surfaces with CO₂ laser. *Lasers in medical science*, 23(1), 41-48.
- Craig, R. G. (1981). Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dent Clin North Am*, 25(2), 219-239. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6454595>
- da Silva, E. M., Penelas, A. G., Simão, M. S., Noronha Filho, J. D., Poskus, L. T., & Guimarães, J. G. A. (2010). Influence of the degree of dentine mineralization on pulp chamber temperature increase during resin-based composite (RBC) light-activation. *Journal of dentistry*, 38(4), 336-342.
- Daronch, M., Rueggeberg, F. A., Hall, G., & Mario, F. (2007). Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise. *Dental Materials*, 23(10), 1283-1288.
- Davidson, C. L., & De Gee, A. J. (2000). Light-curing units, polymerization, and clinical implications. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2(3).
- de Souza Costa, C. A., Ribeiro, A. P. D., Giro, E. M. A., Randall, R. C., & Hebling, J. (2011). Pulp response after application of two resin modified glass ionomer cements (RMGICs) in deep cavities of prepared human teeth. *Dental Materials*, 27(7), e158-e170.
- Dederich, D. N. (1993). Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? *Journal of the American Dental Association* (1939), 124(2), 57-61.
- Dongari-Bagtzoglou, A., & Ebersole, J. (1996). Production of inflammatory mediators and cytokines by human gingival fibroblasts following bacterial challenge. *Journal of periodontal research*, 31(2), 90-98.
- Ebenezar, A. R., Anilkumar, R., Indira, R., Ramachandran, S., & Srinivasan, M. (2010). Comparison of temperature rise in the pulp chamber with different light curing units: An in-vitro study. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 13(3), 132.
- Eldeniz, A. U., Usumez, A., Usumez, S., & Ozturk, N. (2005). Pulpal temperature rise during light-activated bleaching. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 72(2), 254-259.
- Farac, R. V., Morgental, R. D., de Pontes Lima, R. K., Tiberio, D., & dos Santos, M. T. B. R. (2012). Pulp sensibility test in elderly patients. *Gerodontology*, 29(2), 135-139.
- Ferracane, J. L., & Hilton, T. J. (2016). Polymerization stress—is it clinically meaningful? *Dental Materials*, 32(1), 1-10.

- Fodor, L., Ullmann, Y., & Elman, M. (2011). *Aesthetic applications of intense pulsed light*: Springer.
- Ge, Z.-p., Yang, P., Li, G., Zhang, J.-z., & Ma, X.-c. (2016). Age estimation based on pulp cavity/chamber volume of 13 types of tooth from cone beam computed tomography images. *International journal of legal medicine*, 130(4), 1159-1167.
- Goodis, H. E., Winthrop, V., & White, J. M. (2000). Pulpal responses to cooling tooth temperatures. *Journal of endodontics*, 26(5), 263-267.
- Gross, D. J., Dávila-Sánchez, A., Runnacles, P., Zarpellon, D. C., Kiratcz, F., Campagnoli, E. B., . . . Arrais, C. A. G. (2020). In vivo temperature rise and acute inflammatory response in anesthetized human pulp tissue of premolars having Class V preparations after exposure to Polywave® LED light curing units. *Dental Materials*, 36(9), 1201-1213.
- Hannig, M., & Bott, B. (1999). In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dental Materials*, 15(4), 275-281. doi:[https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(99\)00047-0](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(99)00047-0)
- Harrington, E., & Wilson, H. (1995). Determination of radiation energy emitted by light activation units. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22(5), 377-385.
- Heintze, S. D., & Rousson, V. (2012). Clinical effectiveness of direct class II restorations—a meta-analysis. *J Adhes Dent*, 14(5), 407-431.
- Hofmann, N., Hugo, B., & Klaiber, B. (2002). Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *European Journal of Oral Sciences*, 110(6), 471-479.
- Hung, C.-J., Kao, C.-T., Shie, M.-Y., & Huang, T.-H. (2014). Comparison of host inflammatory responses between calcium-silicate base material and IRM. *Journal of Dental Sciences*, 9(2), 158-164.
- Ikawa, M., Komatsu, H., Ikawa, K., Mayanagi, H., & Shimauchi, H. (2003). Age-related changes in the human pulpal blood flow measured by laser Doppler flowmetry. *Dental traumatology*, 19(1), 36-40.
- Jacobs, H., Thompson, R., & Brown, W. (1973). Heat transfer in teeth. *Journal of Dental Research*, 52(2), 248-252.
- Jacques, S. L. (2013). Optical properties of biological tissues: a review. *Physics in Medicine & Biology*, 58(11), R37.
- 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*, 24(11), 1468-1476.
- Jandt, K. D., & Mills, R. W. (2013). A brief history of LED photopolymerization. *Dental Materials*, 29(6), 605-617.
- Jespersen, J. J., Hellstein, J., Williamson, A., Johnson, W. T., & Qian, F. (2014). Evaluation of dental pulp sensibility tests in a clinical setting. *Journal of endodontics*, 40(3), 351-354.
- Karatas, O., Turel, V., & Bayindir, Y. Z. (2015). Temperature rise during polymerization of different cavity liners and composite resins. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 18(6), 431.
- Kienle, A., Michels, R., & Hibst, R. (2006). Magnification—a new look at a long-known optical property of dentin. *Journal of Dental Research*, 85(10), 955-959.

- Kim, S. (1990). Neurovascular interactions in the dental pulp in health and inflammation. *Journal of endodontics*, 16(2), 48-53. doi:[https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(06\)81563-3](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(06)81563-3)
- Kodonas, K., Gogos, C., & Tziafa, C. (2009). Effect of simulated pulpal microcirculation on intrachamber temperature changes following application of various curing units on tooth surface. *Journal of dentistry*, 37(6), 485-490.
- Leprince, J., Devaux, J., Mullier, T., Vreven, J., & Leloup, G. (2010). Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. *Operative dentistry*, 35(2), 220-230.
- Lin, M., Xu, F., Lu, T. J., & Bai, B. F. (2010). A review of heat transfer in human tooth—Experimental characterization and mathematical modeling. *Dental Materials*, 26(6), 501-513. doi:<https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.02.009>
- Linden, L. (1993). Photocuring of polymeric dental materials and plastic composite resins. *Radiation curing in polymer science and technology*, 4, 387-466.
- Linsuwanont, P., Palamara, J. E. A., & Messer, H. H. (2007). An investigation of thermal stimulation in intact teeth. *Archives of Oral Biology*, 52(3), 218-227. doi:<https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2006.10.009>
- Lovelh, L., Newman, S., & Bowman, C. (1999). The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *Journal of Dental Research*, 78(8), 1469-1476.
- Main, C., Cummings, A., Moseley, H., Stephen, K., & Gillespie, F. (1983). An assessment of new dental ultraviolet sources and uv-polymerized fissure sealants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 10(3), 215-227.
- Masutani, S., Setcos, J., Schnell, R., & Phillips, R. (1988). Temperature rise during polymerization of visible light-activated composite resins. *Dental Materials*, 4(4), 174-178.
- Maucoski, C., Zarpellon, D. C., Dos Santos, F. A., Lipinski, L. C., Campagnoli, E. B., Rueggeberg, F. A., & Arrais, C. A. G. (2017). Analysis of temperature increase in swine gingiva after exposure to a Polywave® LED light curing unit. *Dental Materials*, 33(11), 1266-1273.
- Mickenautsch, S., Yengopal, V., & Banerjee, A. (2010). Pulp response to resin-modified glass ionomer and calcium hydroxide cements in deep cavities: A quantitative systematic review. *Dental Materials*, 26(8), 761-770.
- Millen, C., Ormond, M., Richardson, G., Santini, A., Miletic, V., & Kew, P. (2007). A study of temperature rise in the pulp chamber during composite polymerization with different light-curing units. *J Contemp Dent Pract*, 8(7), 29-37.
- Min, K.-S., Kwon, Y.-Y., Lee, H.-J., Lee, S.-K., Kang, K.-H., Lee, S.-K., & Kim, E.-C. (2006). Effects of Proinflammatory Cytokines on the Expression of Mineralization Markers and Heme Oxygenase-1 in Human Pulp Cells. *Journal of endodontics*, 32(1), 39-43. doi:<https://doi.org/10.1016/j.joen.2005.10.012>
- Morse, D. R. (1991). Age-related changes of the dental pulp complex and their relationship to systemic aging. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 72(6), 721-745.
- Mouhat, M., Mercer, J., Stangvaltaite, L., & Örtengren, U. (2017). Light-curing units used in dentistry: factors associated with heat development—potential risk for patients. *Clinical oral investigations*, 21(5), 1687-1696.

- Mouhat, M., Stangvaltaite-Mouhat, L., Mercer, J., Nilsen, B. W., & Örtengren, U. (2021). Light-curing units used in dentistry: Effect of their characteristics on temperature development in teeth. *Dental materials journal*, 2020-2305.
- Murray, G. A., Yates, J. L., & Newman, S. M. (1981). Ultraviolet light and ultraviolet light-activated composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 46(2), 167-170.
- Nakajima, M., Arimoto, A., Prasansuttiporn, T., Thanatvarakorn, O., Foxton, R. M., & Tagami, J. (2012). Light transmission characteristics of dentine and resin composites with different thickness. *Journal of dentistry*, 40, e77-e82.
- Oberholzer, T., Makofane, M., du Preez, I., & George, R. (2012). Modern high powered led curing lights and their effect on pulp chamber temperature of bulk and incrementally cured composite resin. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 20(2), 50-55.
- Onisor, I., Asmussen, E., & Krejci, I. (2011). Temperature rise during photopolymerization for onlay luting. *American journal of dentistry*, 24(4), 250.
- Paffenbarger, G. C., & Rupp, N. W. (1974). Composite restorative materials in dental practice: a review. *Int Dent J*, 24(1), 1-17. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4600473>
- Park, S.-H., Roulet, J.-F., & Heintze, S. D. (2010). Parameters influencing increase in pulp chamber temperature with light-curing devices: curing lights and pulpal flow rates. *Operative Dentistry*, 35(3), 353-361.
- Pashley, D., Thompson, S., & Stewart, F. (1983). Dentin permeability: effects of temperature on hydraulic conductance. *Journal of Dental Research*, 62(9), 956-959.
- Pohto, M., & Scheinin, A. (1958). Microscopic observations on living dental pulp II. The effect of thermal irritants on the circulation of the pulp in the lower rat incisor. *Acta Odontologica Scandinavica*, 16(3), 315-327.
- Price, R., Ferracane, J., & Shortall, A. (2015). Light-curing units: a review of what we need to know. *Journal of Dental Research*, 94(9), 1179-1186.
- Price, R., Shortall, A., & Palin, W. (2014). Contemporary issues in light curing. *Operative dentistry*, 39(1), 4-14.
- Price, R. B. (2018). The dental curing light. In *Dental composite materials for direct restorations* (pp. 43-62): Springer.
- Price, R. B., Derand, T., Sedarous, M., Andreou, P., & Loney, R. W. (2000). Effect of distance on the power density from two light guides. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 12(6), 320-327.
- Price, R. B., Ferracane, J. L., Hickel, R., & Sullivan, B. (2020). The light-curing unit: An essential piece of dental equipment. *International dental journal*, 70(6), 407-417.
- Price, R. B., Murphy, D. G., & Dérand, T. (2000). Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quintessence International*, 31(9).
- Raab, W. (1992). Temperature related changes in pulpal microcirculation. *Proc Finn Dent Soc*, 88(Suppl 1), 469-479.
- 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. *J Conserv Dent*, 13(3), 132-135. doi:10.4103/0972-0707.71644

- Ramoglu, S. I., Karamehmetoglu, H., Sari, T., & Usumez, S. (2015). Temperature rise caused in the pulp chamber under simulated intrapulpal microcirculation with different light-curing modes. *The Angle Orthodontist*, *85*(3), 381-385.
- Rencz, A., Hickel, R., & Ilie, N. (2012). Curing efficiency of modern LED units. *Clinical oral investigations*, *16*(1), 173-179.
- Rueggeberg, F. (1999). Contemporary issues in photocuring. *Compendium of continuing education in dentistry*.(Jamesburg, NJ: 1995). *Supplement*(25), S4-15; quiz S73.
- Rueggeberg, F. A. (2011). State-of-the-art: dental photocuring—a review. *Dental Materials*, *27*(1), 39-52.
- Rueggeberg, F. A., Giannini, M., Arrais, C. A. G., & Price, R. B. T. (2017). Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Brazilian oral research*, *31*.
- Runnacles, P., Arrais, C. A., Pochapski, M. T., dos Santos, F. A., Coelho, U., Gomes, J. C., . . . Rueggeberg, F. A. (2015). Direct measurement of time-dependent anesthetized in vivo human pulp temperature. *Dent Mater*, *31*(1), 53-59. doi:10.1016/j.dental.2014.11.013
- Runnacles, P., Arrais, C. A. G., Pochapski, M. T., Dos Santos, F. A., Coelho, U., Gomes, J. C., . . . Rueggeberg, F. A. (2015). In vivo temperature rise in anesthetized human pulp during exposure to a polywave LED light curing unit. *Dental Materials*, *31*(5), 505-513.
- Saitoh, M., Masutani, S., Kojima, T., Saigoh, M., Hirose, H., & Nishiyama, M. (2004). Thermal Properties of Dental Materials Cavity Liner and Pulp Capping Agent. *Dental materials journal*, *23*(3), 399-405.
- Santis, L., Silva, T., Haddad, B., Gonçalves, L., & Gonçalves, S. (2017). Influence of dentin thickness on intrapulpal temperature under simulated pulpal pressure during Nd: YAG laser irradiation. *Lasers in medical science*, *32*(1), 161-167.
- Sasano, T., Shoji, N., Kuriwada-Satoh, S., Iikubo, M., Izumi, H., & Karita, K. (2002). Dependence of pulpal blood-flow responses on baseline blood-flow in the cat. *Archives of Oral Biology*, *47*(2), 131-137.
- Secilmis, A., Bulbul, M., Sari, T., & Usumez, A. (2013). Effects of different dentin thicknesses and air cooling on pulpal temperature rise during laser welding. *Lasers in medical science*, *28*(1), 167-170.
- Seymour, G. J., & Gemmell, E. (2001). Cytokines in periodontal disease: where to from here? *Acta Odontologica Scandinavica*, *59*(3), 167-173.
- Souza, P. P., Aranha, A. M., Hebling, J., Giro, E. M., & de Souza Costa, C. A. (2006). In vitro cytotoxicity and in vivo biocompatibility of contemporary resin-modified glass-ionomer cements. *Dental Materials*, *22*(9), 838-844.
- Spranley, T. J., Winkler, M., Dagate, J., Oncale, D., & Strother, E. (2012). Curing light burns. *General dentistry*, *60*(4), e210-214.
- Stansbury, J. W. (2000). Curing dental resins and composites by photopolymerization. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *12*(6), 300-308.
- Stewardson, D., Shortall, A., Harrington, E., & Lumley, P. (2004). Thermal changes and cure depths associated with a high intensity light activation unit. *Journal of dentistry*, *32*(8), 643-651.
- Tanoue, N., Koishi, Y., Matsumura, H., & Atsuta, M. (2001). Curing depth of different shades of a photo-activated prosthetic composite material. *Journal of Oral Rehabilitation*, *28*(7), 618-623.

- Tjan, A., & Dunn, J. R. (1988). Temperature rise produced by various visible light generators through dentinal barriers. *The Journal of prosthetic dentistry*, 59(4), 433-438.
- Tsai, P. C., Meyers, I. A., & Walsh, L. J. (2004). Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dental Materials*, 20(4), 364-369.
- Uhl, A., Mills, R. W., & Jandt, K. D. (2003). Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials*, 24(10), 1809-1820.
- Vinagre, A., Ramos, J. C., Rebelo, C., Basto, J. F., Messias, A., Alberto, N., & Nogueira, R. (2019). Pulp temperature rise induced by light-emitting diode light-curing units using an ex vivo model. *Materials*, 12(3), 411.
- Yap, A. U., & Soh, M. S. (2003). Thermal emission by different light-curing units. *Oper Dent*, 28(3), 260-266.
- Yazici, A. R., Celik, C., Dayangac, B., & Ozgunaltay, G. (2008). Effects of different light curing units/modes on the microleakage of flowable composite resins. *European journal of dentistry*, 2, 240.
- Yazici, A. R., Müftü, A., Kugel, G., & Perry, R. D. (2006). Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. *Operative dentistry*, 31(2), 261-265.
- Zach, L., & Cohen, G. (1965). Pulp response to externally applied heat. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 19(4), 515-530.
- Zarpellon, D. C., Runnacles, P., Maucoski, C., Coelho, U., Rueggeberg, F. A., & Arrais, C. (2019). Controlling In Vivo, Human Pulp Temperature Rise Caused by LED Curing Light Exposure. *Oper Dent*, 44(3), 235-241. doi:10.2341/17-364-C
- Zarpellon, D. C., Runnacles, P., Maucoski, C., Gross, D. J., Coelho, U., Rueggeberg, F. A., & Arrais, C. A. G. (2018). Influence of Class V preparation on in vivo temperature rise in anesthetized human pulp during exposure to a Polywave® LED light curing unit. *Dental Materials*, 34(6), 901-909.
- Zijp, J. R., & Jaap, J. (1993). Theoretical model for the scattering of light by dentin and comparison with measurements. *Applied optics*, 32(4), 411-415.
- Zöchbauer, H. (2011). Number of dental restorations worldwide. *Market research ivoclar vivadent*.