



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**EMISIÓN TÉRMICA DE LÁMPARAS LED Y LÁMPARAS
HALÓGENAS E IMPLICACIONES PULPARES.**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N O D E N T I S T A

P R E S E N T A:

JUAN MANUEL HERNÁNDEZ RIVERA

**TUTORA: MTRA. MARÍA TERESA DE JESÚS
GUERRERO QUEVEDO**



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Gracias a mis padres por hacerme la persona que soy, por su todo su apoyo, su amor, por la motivación que representan en mi vida, por su ternura y por que sin ellos nada de esto sería posible. Los amo.

Gracias a mi hermana y a mi cuñado, por su comprensión, por su cariño, por esos dos ángeles que pusieron en nuestras vidas. A Emiliano y Elías.

Gracias a Jessica Campos por ser un ejemplo en mi vida, por su amor, por su apoyo incondicional, por su inteligencia, por su honestidad, por su complicidad y por su compañía. Te amo.

Gracias a la Universidad Nacional Autónoma de México por dejarme ser parte de ella, por sus imágenes, por brindarme la experiencia más gratificante de mi vida.

Gracias a mis amigos de la Facultad de Odontología: José Luis, Claudia, Elizabeth, Armando, Karina, Laura, Claudia K, Jesús, Edna, por toda la felicidad recibida y por compartir esta experiencia.

Gracias a los profesores Jaime Vera, Vicente Mendoza, Beatriz Aldape, Ito, por mostrarme la calidad de mi profesión.

EMISIÓN TÉRMICA DE LÁMPARAS LED Y LÁMPARAS HALÓGENAS E IMPLICACIONES PULPARES.

ÍNDICE:

I.	Introducción.....	6
II.	Objetivo.....	8
III.	Marco teórico.....	9
1.	Definiciones.....	9
2.	Antecedentes históricos.....	10
2.1	Medición de la temperatura.....	10
2.1.1	Surgimiento de las escalas de temperatura.....	10
3.	Métodos de medición de la temperatura.....	13
3.1	Métodos no eléctricos para la medición de temperatura.....	13
3.2	Métodos eléctricos para la medición de la temperatura.....	14
3.2.1	Termopares.....	15
3.3	Métodos de radiación para la medición de la temperatura.....	18
4.	Fuentes lumínicas en odontología.....	
4.1	Antecedentes históricos.....	
4.2	Espectro electromagnético.....	20

4.3	Clasificación de fuentes lumínicas en odontología.....	24
4.3.1	Lámparas halógenas.....	24
4.3.2	Lámparas de plasma	26
4.3.3	Lámparas laser.....	27
4.3.4	Lámparas led.....	28
5.	Pulpa dental.....	30
5.1	Elementos celulares de la pulpa dental.....	30
5.1.1	Odontoblastos.....	30
5.1.2	Fibroblastos.....	31
5.1.3	Células indiferenciadas.....	31
5.1.4	Macrófagos.....	31
5.2	Zonas morfológicas de la pulpa.....	32
5.2.1	Capa odontoblástica.....	32
5.2.2	Zona pobre en células.....	32
5.2.3	Tejido pulpar.....	32
IV.	Análisis de reportes del aumento de temperatura producido por lámparas led y halógenas.....	
V.	Implicaciones pulpares.....	
VI.	Conclusiones.....	52
VII.	Bibliografía.....	53

I. INTRODUCCIÓN.

En los últimos años el uso de materiales fotopolimerizables en odontología se ha convertido en una elección cotidiana durante los tratamientos restaurativos por sus implicaciones prácticas y estéticas.

Esto ha permitido la introducción de una variedad de equipos de polimerización con diferentes características y variables dentro de las cuales se encuentra la emisión térmica.

El daño potencial del tejido pulpar por el incremento de temperatura durante los tratamientos restaurativos ha sido tema en odontología desde hace muchos años. En 1965 Zach y Cohen mencionaron que incrementos en la temperatura de 11°C producían necrosis pulpar en el 60% de 15 dientes sanos de mono (Macaca Rhesus) examinados, mientras que incrementos en la temperatura mayores a 5.5°C produjeron cambios histológicos irreversibles en la pulpa dental en el 15% de la muestra.

La transferencia de temperatura durante los procedimientos de foto activación hacia la pulpa es afectada por factores relacionados al diente como el grosor dentinario remanente así como el potencial del tejido pulpar para la reparación, los relacionados al material a foto activar y por último las unidades de foto polimerizado, su longitud de onda y el tiempo de curado.^{1, 2}

Las unidades de fotocurado ocasionan incrementos de temperatura que pueden producir daño pulpar según Hussey, Biagioni & Lamey, 1995; Hanning & Bott, 1999.

El aumento de temperatura durante el curado de materiales restaurativos es contribuido sobre todo por el tipo de unidad de curado.³

La luz halógena utilizada en la práctica clínica tiene algunos inconvenientes, tales como la disminución en la intensidad de luz con el pasar del tiempo, el deterioro de elementos internos del sistema y la relevante cantidad de calor producido durante su ciclo de operación. Esto resulta en una reducción de la efectividad de curado a través del tiempo según Nomoto en 1998.⁴

Lámparas a base de luz LED (diodo emisor de luz) han sido recientemente introducidas en la práctica dental y se ha demostrado una reducción en los tiempos de irradiación y en la emisión térmica respecto a las unidades halógenas además de una vida útil más eficiente.

Partiendo del concepto de preservación de la vitalidad pulpar, es importante conocer el riesgo que se presenta al manipular estos sistemas de fotocurado con el fin de minimizar la irritación térmica al órgano dentario. Debido a esto la revisión bibliográfica de la emisión térmica de las unidades de fotocurado LED y halógenas

se hace necesaria con el fin de conocer su riesgo potencial hacia la pulpa y las implicaciones que se presentan.

II. OBJETIVO

Determinar si la emisión térmica de lámparas LED y lámparas Halógenas tienen implicaciones pulpares.

III. MARCO TEÓRICO

1. DEFINICIONES

Calor: Forma de energía debida a la agitación de las moléculas que constituyen una sustancia.

Canforoquinonas: Foto iniciadores que contienen la mayoría de los materiales polimerizables.

Fuerza electromotriz:(FEM) Es toda causa capaz de mantener una [diferencia de potencial](#) entre dos puntos de un circuito abierto o de producir una corriente eléctrica en un circuito cerrado.

Espectro electromagnético: Corresponde a todos los tipos de radiación ordenados de acuerdo a su longitud de onda.

Intensidad: Término genérico que se utiliza para expresar el valor de ciertas magnitudes. Grado de energía de un agente natural o mecánico, de una cualidad, de una expresión; cantidad de electricidad que atraviesa una sección de un conductor por unidad de tiempo.

Lámpara: Aparato para obtener luz artificial.

Longitud de onda: Dimensión que expresa el valor de una distancia en una vibración periódica.

Nanómetros: nm milmillonésima parte de un metro.

Temperatura: Propiedad de los cuerpos que determina los intercambios de calor entre los mismos y constituye una medida de la energía cinética.

Transductor: Un transductor es un dispositivo capaz de transformar o convertir un determinado tipo de [energía](#) de entrada, en otra diferente de salida. El nombre del transductor ya nos indica cual es la transformación que realiza, aunque no necesariamente la dirección de la misma. Es un dispositivo usado principalmente en la industria, en la medicina, en la agricultura, en robótica, en aeronáutica, etc. para obtener la información de entornos físicos y químicos y conseguir (a partir de esta información) señales o impulsos eléctricos o viceversa

2. ANTECEDENTES HISTÓRICOS

2.1 MEDICIÓN DE LA TEMPERATURA

Los termómetros se inventaron mucho antes de que el hombre supiera realmente lo que se medía con ellos por lo que la teoría del calor no surgió de pronto, sino que durante mucho tiempo no se comprendió la diferencia existente entre calor y temperatura a pesar de que estos términos se relacionan entre sí.

El desarrollo de las escalas de temperatura, de los métodos de medición y de los distintos tipos de termómetros ha venido aparejado a la evolución y desarrollo de la ciencia y la tecnología, sin embargo la temperatura no puede ser medida directamente, por lo que su valor se determina a partir de la dependencia funcional que existe entre determinadas propiedades físicas de los cuerpos (o sustancias) y la variación de la temperatura.

2.1.1 SURGIMIENTO DE LAS ESCALAS DE TEMPERATURA

Galileo (1564-1642) fue el primero que se ocupó de medir la temperatura de los cuerpos y construyó termómetros que dependían tanto de la presión atmosférica como de la temperatura ambiente, por lo que era imposible realizar mediciones exactas, sin embargo, permitían comparar la temperatura de diferentes cuerpos en un mismo lugar y momento.

Isaac Newton (1642-1727) describió una escala de 12 grados, y colocó su punto cero en el punto de fusión del hielo, mientras que el grado 12 correspondía a la temperatura del hombre sano. De esta manera, Newton hablaba ya, de una manera bastante precisa, sobre la escala de temperatura.

El primer termómetro moderno fue descrito en 1714 por el físico alemán Gabriel Daniel Fahrenheit (1686-1736) quien marcaba las divisiones de la escala con la ayuda de varios puntos de referencia que reproducían diferentes estados termodinámicos estables. Como punto fijo superior escogió la temperatura del cuerpo de un hombre sano, asignándole arbitrariamente 96 grados (la temperatura real del cuerpo humano es de 98.6 °F). Para el punto inferior tomó la temperatura más baja que pudo reproducir a través de una mezcla de hielo triturado, agua y sal de amonio, a la cual asignó caprichosamente cero grados.

Empleada en los países anglosajones (cuya unidad es el grado Fahrenheit y su símbolo es °F) esta escala, sitúa el punto de solidificación del agua en 32 °F y el punto de ebullición 212 °F.



En 1742, el astrónomo y físico sueco Anders Celsius (1701-1744) construyó un termómetro de mercurio en vidrio y propuso atribuir al punto de fusión del hielo la temperatura de $0\text{ }^{\circ}\text{C}$ y al punto de ebullición del agua la temperatura de $100\text{ }^{\circ}\text{C}$. Celsius dividió el intervalo en cien partes iguales pero observó que a un mismo incremento de la longitud de la columna de mercurio correspondían diferentes incrementos de la temperatura y que para diferentes sustancias termométricas el valor de las divisiones de una escala uniforme era diferente. En la escala desarrollada por Celsius la unidad es el grado Celsius y su símbolo es $^{\circ}\text{C}$.



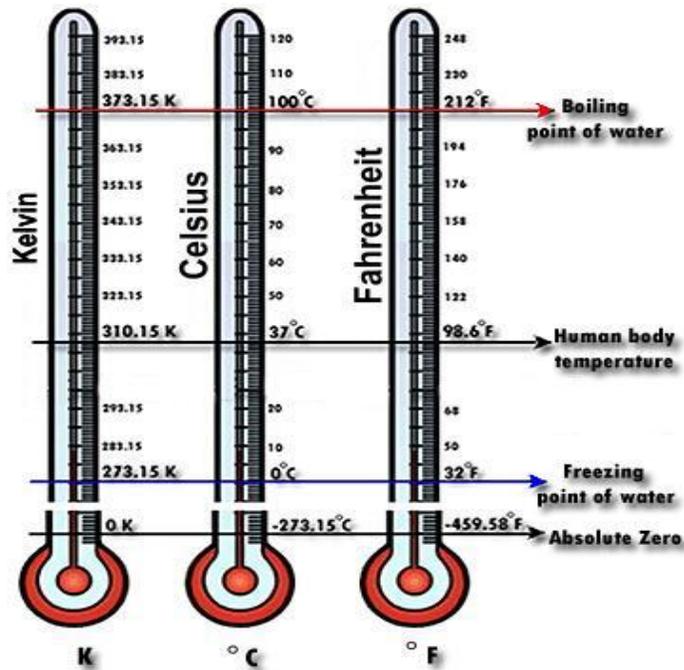
A principios del siglo XIX el termómetro se convirtió en un instrumento habitual, pero a pesar de haber aprendido a medir la temperatura, los físicos no avanzaron mucho en la comprensión de la naturaleza del calor.

Debido al amplio uso de las mediciones de temperatura, al desarrollo de las técnicas y métodos utilizados para medirla y la diversidad de escalas utilizadas en diferentes países, se planteó la necesidad de tener una escala única de temperatura.

Así en 1848 el matemático y físico británico William Thomson, Lord Kelvin (1824-1907), estableció la escala termodinámica, conocida también como escala Kelvin, la cual actualmente es una de las unidades básicas del Sistema Internacional de Unidades (SI).

En esta escala, el cero absoluto (a esta temperatura el nivel de [energía](#) es el más bajo posible, por lo que las partículas, de manera teórica carecen de [movimiento](#)), está situado en $-273,15\text{ }^{\circ}\text{C}$ y corresponde a $0\text{ }^{\circ}\text{K}$.⁵

En 1933 y como resultado de una serie de investigaciones en los laboratorios de varios países, fue propuesta y aprobada la Escala Internacional de Temperatura de 1927 como reemplazo universalmente aceptado de las diferentes escalas nacionales de temperatura que existían.



Es la escala internacionalmente aceptada y utilizada por todos los laboratorios de termometría del mundo que se dedican a las mediciones de temperatura, de ahí que actualmente todos los resultados emitidos en calibraciones o investigaciones se realizan haciendo referencia a esta escala.⁶

3 MÉTODOS DE MEDICIÓN DE LA TEMPERATURA

La temperatura es una magnitud física que no puede ser medida de forma directa, por lo que la temperatura de un cuerpo (o sustancia) se mide a partir de los cambios que ocurren en las propiedades del mismo. Entre estas propiedades físicas están entre otras la presión, la resistencia eléctrica, el volumen, la longitud, la densidad y la diferencia de potencial.

Cuando queremos conocer la temperatura de un cuerpo (o sustancia) y utilizamos un termómetro, este no mide la temperatura de ese cuerpo de forma directa, sino que mide su propia temperatura y solo podremos conocer la temperatura de ese cuerpo cuando este alcanza el equilibrio térmico con el termómetro. En general existen tres métodos para realizar mediciones de temperatura:

- No eléctricos.
- Eléctricos.
- De radiación.⁷

3.1 MÉTODOS NO ELÉCTRICOS PARA LA MEDICIÓN DE TEMPERATURA

Estos métodos basan su principio en el cambio de propiedades físicas y/o químicas de una sustancia, generalmente la expansión térmica. En este método el termómetro está en contacto directo con el cuerpo (o sustancia) del cual se desea conocer la temperatura.

Entre los instrumentos que basan su principio de funcionamiento en este método están los termómetros de líquido en vidrio, los termómetros manométricos, bimetalicos y dilato métricos, los cuales son versátiles y robustos, para una gran variedad de usos, la lectura se realiza de forma fácil y es posible controlar de manera efectiva y confiable, las variaciones de sus indicaciones en el tiempo.

Sin embargo no siempre sus indicaciones pueden ser leídas remotamente y son afectadas por diversas fuentes de errores, fundamentalmente cuando se desea incrementar la exactitud de las mediciones. En ocasiones son frágiles, y pueden ser una fuente de contaminación ambiental y humana si utilizan como líquido termométrico el mercurio.

3.2 MÉTODOS ELÉCTRICOS PARA LA MEDICIÓN DE TEMPERATURA

Los métodos eléctricos generalmente son más convenientes para la medición y el control de la temperatura pues generan señales que pueden ser utilizadas para la automatización de los procesos productivos.

Aquí también el termómetro está en contacto directo con el cuerpo (o sustancia) del cual se desea conocer la temperatura.

Existen dos métodos eléctricos para la medición de la temperatura.

El primero basa su principio en el uso de transductores con parámetros de control variables y el segundo tiene como principio el uso de transductores auto generadores.

En el primer método están los termómetros de resistencia eléctrica de naturaleza metálica en los cuales el elemento sensor se fabrica de platino, cobre o níquel y su funcionamiento se basa en la propiedad que tienen los metales de cambiar su resistencia eléctrica de forma lineal al variar la temperatura.

Estos termómetros se usan ampliamente para medir temperaturas en un rango de $-260\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $850\text{ }^{\circ}\text{C}$ y en algunos casos pueden utilizarse para medir temperaturas hasta $1000\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Los termómetros de resistencia eléctrica con elemento sensor de platino están considerados los termómetros más exactos utilizados en las mediciones de temperatura, por lo que su uso como patrones de referencia en los laboratorios de termometría está difundida a escala mundial. Son los medios básicos para la interpolación de la Escala Internacional de Temperatura (ITS -90) en el intervalo de $-259\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $961.78\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Otro transductor con parámetro de control variable es el termómetro de resistencia eléctrica de naturaleza semiconductor, más conocido como termistor, término que se deriva del inglés Thermal resistor, el cual hace disminuir su resistencia eléctrica con el aumento de la temperatura.

El termistor es una resistencia de material semiconductor, generalmente un óxido metálico, de alta sensibilidad, que fundido, en la forma deseada, resulta un sensor muy pequeño y compacto, lo que le permite responder rápidamente a los cambios de temperatura.

3.2.1 TERMOPARES

El segundo método para la medición de temperatura basa su principio en la utilización de transductores auto generadores, siendo los termómetros termoeléctricos (termopar o termocupla) el instrumento utilizado.

Un termopar es un dispositivo para la medición de la temperatura, basado en efectos termoeléctricos; es capaz de convertir la energía calorífica en energía eléctrica, formado por dos conductores de metales diferentes o aleaciones de metales diferentes, unidos en sus extremos y entre cuyas uniones existe una

diferencia de temperatura que origina una fuerza electromotriz, la cual está en función de la diferencia de temperatura entre las uniones.



La magnitud de la fuerza electromotriz depende de los materiales de los conductores utilizados por el termopar y de sus condiciones metalúrgicas. Subsecuentes cambios en la composición del material causados por contaminación, mecanismos extraños, o choques térmicos influyen y modifican la lectura.

Con el tiempo y el uso, la degradación del termopar es inevitable, por lo que un esquema de: calibración inicial, verificaciones regulares y reemplazo eventual, debe ser establecido.

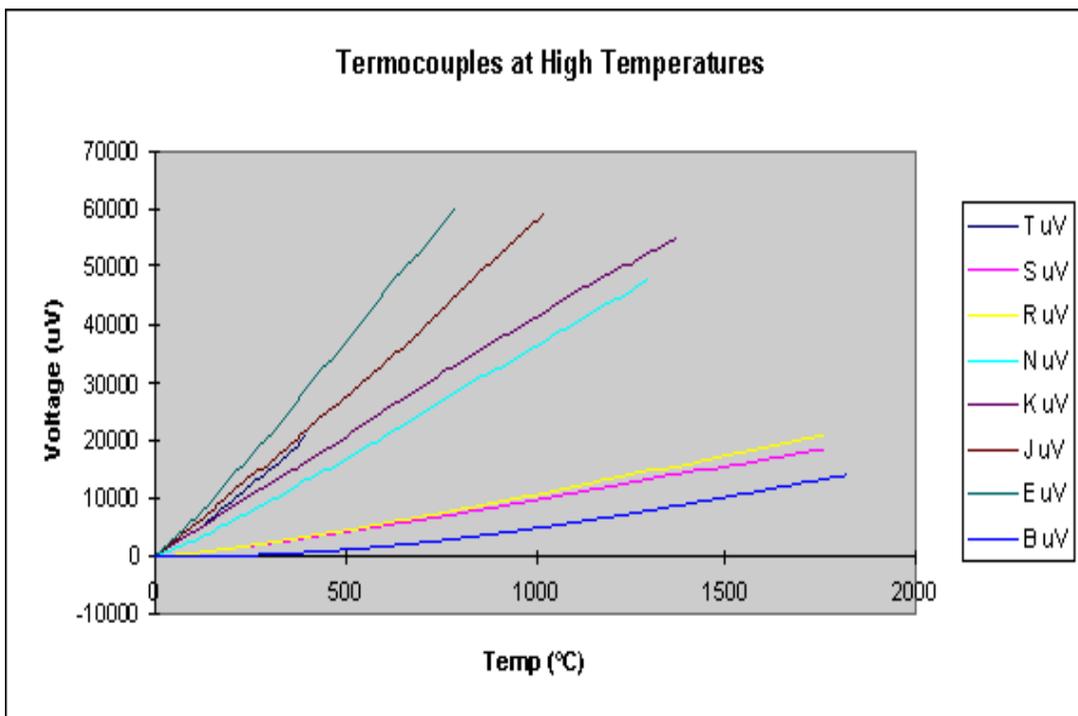
Existe un gran número de termopares, caracterizados por el material de los conductores que lo forman, entre ellos sobresalen por su utilización el tipo K, J, T y S.

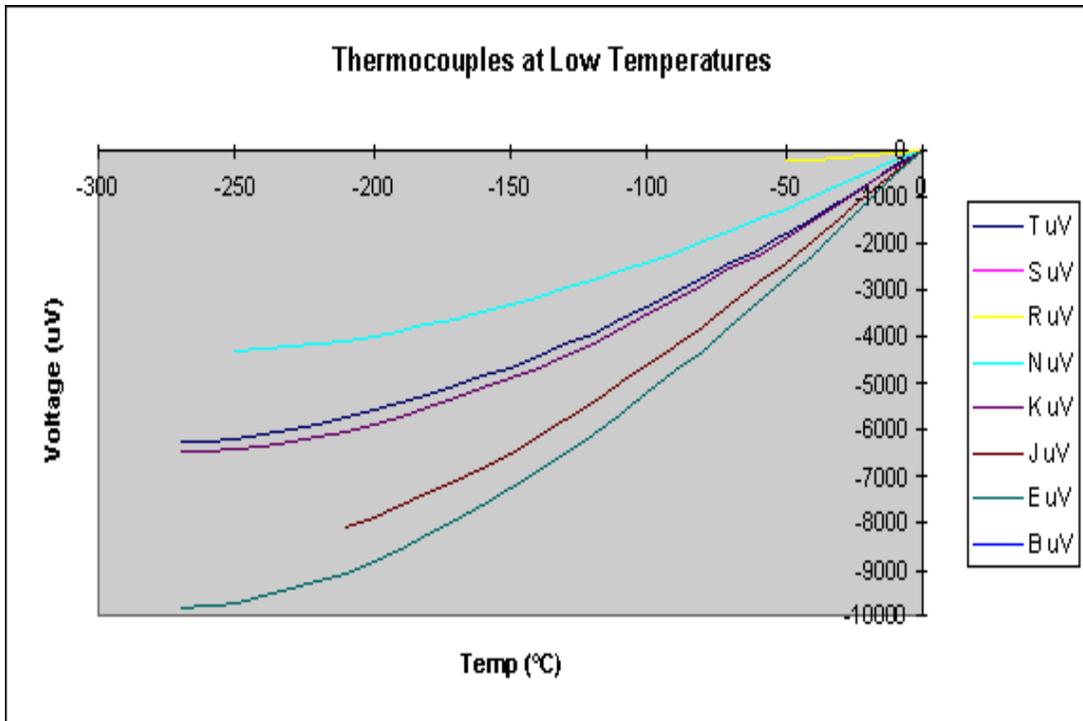
El termopar tipo K el más recurrido para la medición de emisión térmica de lámparas de foto polimerizado.

Tipo	Alcance de temperatura °C	Materiales y aleaciones (+) Vs. (-)
Metal-base		
E	-270 a 1000	Níquel-cromo Vs. Cobre –níquel
J	-210 a 1200	Hierro Vs. Cobre-níquel
T	-270 a 400	Cobre Vs Cobre-níquel

K	-270 a 1372	Níquel-cromo Vs níquel aluminio
N	-270 a 1300	Níquel-cromo-silicio Vs. Níquel-silicio-magnesio
Metal-noble		
R	-50 a 1768	Platino-13% rodio Vs platino
S	-50 a 1768	Platino-10% rodio Vs platino
B	0 a 1820	Platino-30% rodio Vs platino-6% rodio

Este tipo de termómetro ha encontrado en la industria y otras ramas de la ciencia una gran aplicación en la medición de temperaturas en el intervalo de $-270\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $1820\text{ }^{\circ}\text{C}$, por su sencillez, bajo costo, exactitud y fiabilidad.⁸





3.3 MÉTODOS DE RADIACIÓN PARA LA MEDICIÓN DE TEMPERATURA

Los métodos analizados anteriormente necesitan que el termómetro esté en contacto físico con el cuerpo (o sustancia) del cual queremos conocer la temperatura. Esto significa que el sensor debe ser capaz de soportar dicha temperatura, lo que no es posible cuando las temperaturas son muy altas.

En aplicaciones industriales es necesario medir la temperatura de cuerpos que se encuentran en movimiento o simplemente no se desea afectar la distribución de temperatura de la superficie del cuerpo.

En tales casos es necesario utilizar instrumentos que basan su principio de medición en la energía radiada por los cuerpos.

Todos los objetos se encuentran a temperatura por encima del cero absoluto por lo que todos emiten radiación electromagnética, la cual está en función de la temperatura, así la cantidad de radiación electromagnética depende de la temperatura del cuerpo, por lo que a mayor temperatura más intensa es la radiación.

Actualmente se construyen pirómetros fotoeléctricos que basan su principio de funcionamiento en la medición de la radiación electromagnética con longitudes de onda que se encuentran en el infrarrojo y cuya exactitud es muy superior a 0.01 °C a temperaturas próximas a los 800 °C y de 0.1 °C a temperaturas cercanas a los 2700 °C.⁹

4. FUENTES LUMÍNICAS EN ODONTOLOGÍA

4.1 ANTECEDENTES HISTÓRICOS.

Durante los años 40's y 50's ya se usaban las resinas como material restaurador estético.¹⁰

Las unidades de fotocurado se han constituido en el elemento de mayor utilización de parte del odontólogo.

Raphael Bowen en los años 60's desarrollo las resinas auto polimerizables que utilizaban un sistema de polimerización por activación química que presentaba desventajas como el descontrol en el tiempo de polimerización, problemas con sus propiedades físicas, poco tiempo de trabajo todos estos factores dieron pie para que en los años 70's se desarrollara una resina con activador fotosensible a una luz activadora por medio de una intensa fuente de irradiación óptica-electromagnética.

Las primeras unidades de energía radiante para la polimerización de estas resinas aparecen hace más de 30 años, destacándole el sistema NUVA-LITE de la compañía L.D. Caulk. Este sistema utiliza la radiación ultravioleta, con una longitud de onda promedio de 360 nm. (Nanómetros dentro del espectro electromagnético).

Las fórmulas de resina compuesta NUVA-FIL y del sellador de puntos, fosetas y fisuras NUVA-SEAL, se hicieron muy populares y de gran aceptación por parte de los odontólogos ante las posibilidades de poder elaborar restauraciones en odontología estética sin el apremio de tiempo y la posibilidad de modelar grandes restauraciones, y poder combinar diferentes colores.

El mecanismo de inducción de radicales libres para luego permitir la formación de cadenas poliméricas se lograba mediante la inducción de la luz ultravioleta de 360 nm. (Como activador) sobre la resina compuesta a la cual se le incorporó como iniciador el benzón-metil-eter.

Desafortunadamente al poco tiempo se publican varios reportes científicos que alertan sobre problemas biológicos inherentes a la utilización de radiación ultravioleta, entre otros el reporte del consejo de Materiales dentales de la Asociación Dental Americana A.D.A publicado en su revista oficial J.A.D.A. Vol. 92, Abril 1976.¹¹

La publicación de Birdsell y colaboradores, advierte sobre los efectos nocivos en la utilización de radiación U.V.

Además de su escasa capacidad de penetración, lentitud de foto activación y riesgo de dermatosis o lesión ocular ante exposiciones prolongadas.¹

Dichas causas hicieron que fuesen rápidamente descartadas en los años 80's por sistemas activados por luz visible como la luz halógena que desde su aparición en el mercado y hasta la actualidad han sido la fuente de luz más utilizada en los últimos años aunque ha sufrido una escasa evolución cualitativa ya que los principales esfuerzos científicos se han encaminado hacia la mejora de la polimerización mediante el desarrollo y evolución sobre la propia composición química de los materiales foto curables.

La tecnología de las lámparas emisoras de diodos (LEDs) se utiliza desde 1995 y producen la luz a través de semiconductores a diferencia de las lámparas halógenas que usan filamentos. La ventaja principal de las LEDs, es que emiten una luz azul visible que corresponde cercanamente con el pico de absorción de la CQ (canforoquinona), el foto iniciador más comúnmente usado en los materiales activados por luz.

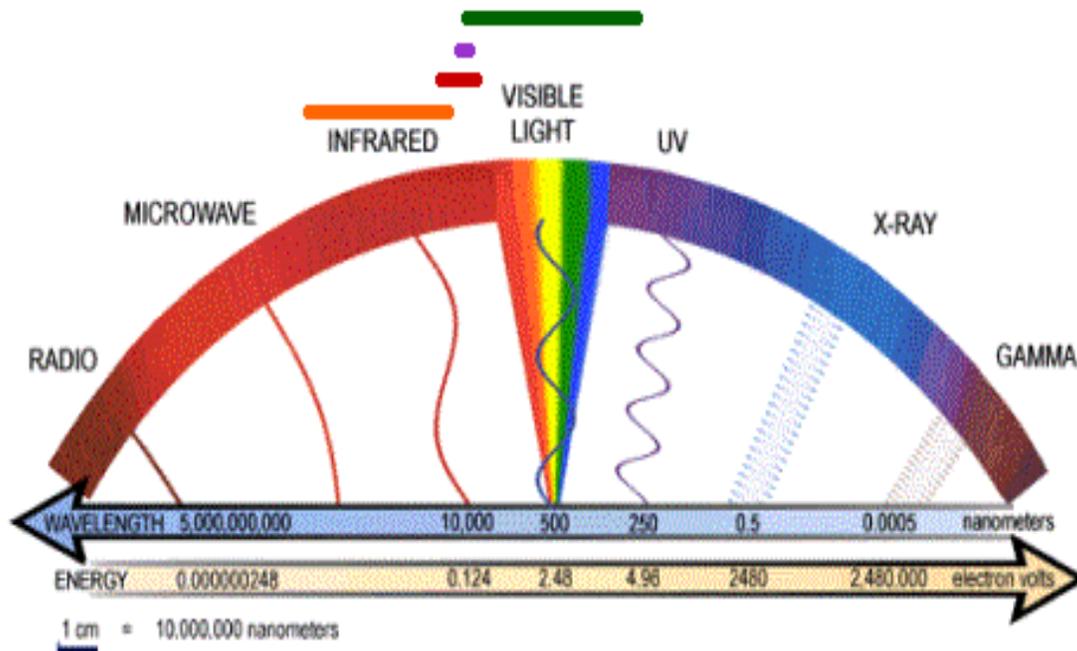
Actualmente han surgido nuevos sistemas como son las lámparas de arco de plasma introducidas a finales de los 90's que reducen el tiempo de polimerizado aunque con implicaciones cualitativas en su funcionamiento según Nomoto en el 2004;⁴ y las lámparas de foto polimerizado con sistema láser que abarcan desde el curado de resinas hasta los sistemas de blanqueamiento que requieren de mayor potencia lumínica.

4.2 ESPECTRO ELECTROMAGNÉTICO

El profesor James Clerk Maxwell (1831-1879), predijo la existencia de ondas electromagnéticas que se propagan en el espacio a la velocidad de la luz. Esta predicción fue comprobada y demostrada por el profesor Heinrich Rudolf Hertz (1857-1894), que abren la aplicación práctica en diferentes sistemas, de comunicación como radio, radar, televisión entre otras.

El espectro electromagnético corresponde al ordenamiento de las diferentes radiaciones conocidas, de acuerdo con su longitud de onda.

Los cuerpos luminosos como el sol o una lámpara eléctrica, emiten un amplio espectro que comprende varias longitudes de onda, las que están asociadas con la luz visible son capaces de afectar la retina del ojo humano, y con ello dan origen a las impresiones subjetivas de la visión; pero gran parte de la radiación que emiten los cuerpos cae fuera de la región en donde el ojo es sensible, están son la región de ultravioleta e infrarrojo que caen a ambos lados de la región visible.



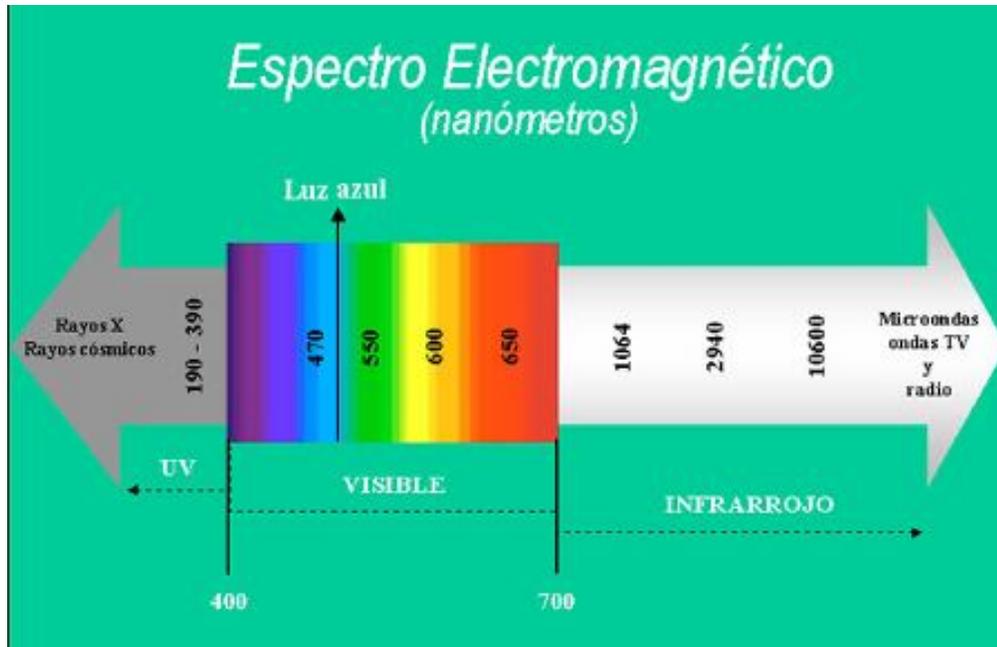
Dentro de la región visible del espectro, las personas que tienen una visión normal del color son capaces de correlacionar la longitud de onda de la luz que llega al ojo con la subjetiva sensación del color que algunas veces se utiliza por conveniencia para designar ciertas posiciones del espectro; el ojo “ve” los objetos por medio de la luz emitida o reflejada, cuando la “luz blanca” pasa a través de un medio como un vaso colorido o una solución química que es transparente en ciertas longitudes de onda pero que absorbe otras, para el observador el medio aparece coloreado puesto que solo las ondas emitidas llegan al ojo, sus longitudes indican el color del medio, por lo que se dice que este color es complementario al que se percibiría si la luz absorbida se pudiera detectar, debido a que la luz absorbe y se emite formando la luz blanca original.

Longitud de onda	Color	Color complementario
400-435	violeta	amarillo –verde
435-480	azul	amarillo
480-490	verde-azul	anaranjado
490-500	azul-verde	rojo
500-560	verde	púrpura

560-580	amarillo -verde	violeta
580-595	amarillo	azul
595-610	anaranjado	verde-azul
610-790	rojo	azul-verde

El espectro de ondas electromagnéticas es el orden de las diferentes radiaciones conocidas según su longitud de onda; se pueden clasificar en:

1. **Onda corta:** Longitud de onda menor a un nanómetro y se encuentran las siguientes radiaciones:
 - Radiación ultravioleta C corta ó U.V.C.: Entre 200-290 nanómetros, esta radiación germicida produce muerte celular y componente de los rayos solares, filtrada en gran parte por el Ozono en las capas atmosféricas. En una radiación altamente peligrosa.
 - Radiación ultravioleta B media ó U.V.B.: Entre 290-320 nanómetros, llega con la radiación solar y es causante de quemaduras en la piel, conjuntivitis ocular, arrugas y queratosis en la piel, cáncer en la piel. Posee efecto acumulativo y tiempo de latencia. Es una radiación peligrosa por la cual debemos tomar protección.
 - Radiación ultravioleta larga ó U.V.L.: Entre 320-400 nanómetros, llega en gran cantidad con los rayos solares, en especial al medio día, causa de bronceado de la piel, puede ocasionar quemaduras dérmicas, conjuntivitis, en determinados paciente exacerbación viral, aftas, herpes etc. La publicación de Birdsell³ en 1977, ocasiona el retiro de las unidades de este tipo de radiación en combinación con resinas de uso odontológico.
2. **Onda larga:** Longitud de onda mayor a 700 nanómetros y se encuentran las siguientes radiaciones
 - Infra-rojos: Son de naturaleza térmica, tienen aplicaciones en fisioterapia y en binoculares para visión nocturna.
 - Micro-ondas: Utilizadas en las comunicaciones, con longitud de onda inferior a 1m y son las ondas de frecuencia modulada y de televisión y ondas de energía eléctrica que son las de longitud más larga del espectro.



Por lo general, la luz artificial se genera de dos maneras:

- Por generación térmica. A través de luces incandescentes.
- Por generación atérmica. A través de luces luminiscentes.

4.3 CLASIFICACIÓN DE FUENTES LUMÍNICAS EN ODONTOLOGÍA

Todas las lámparas de foto activación existentes actualmente en el mercado pueden ser clasificadas en función del tipo de fuente lumínica que posean en cuatro grupos:

1. Halógenas: convencionales o de alta potencia.
2. De plasma.
3. Laser.
4. LED.

4.3.1 LAMPARAS HALOGENAS

Estas corresponden al sistema más usado para la polimerización de materiales dentales. Su luz es producida por el flujo de una corriente eléctrica el cual fluye a través de un filamento de tungsteno extremadamente delgado, el cual está contenido en una ampolla de vidrio donde existe una atmosfera gaseosa de halógeno cuya función es evitar que el filamento se quemara.

Este filamento funciona como una resistencia y es extremadamente caliente debido a la corriente que transita y emite una radiación electromagnética en forma de luz visible.

Los principios físicos que explican este fenómeno es que los objetos calientes emiten una radiación electromagnética.

Por ejemplo, un filamento cuya temperatura es de 1000 °C emite una energía en forma de radiación infrarroja. Cuando la temperatura se incrementa entre los 2000 y 3000 °C, una porción significativa de radiación es emitida en el espectro de luz visible.

Las lámparas halógenas generan una luz blanca intensa que deberá ser filtrada mediante la interposición de un filtro óptico que permita obtener una luz azul en el rango de longitud de onda eficiente para la foto activación de las canforoquinonas y elimine en lo posible la emisión de fotones de longitud de onda no útil para la activación del fotoiniciador.



Bombilla halógena y filtro óptico para luz azul.

El espectro de emisión de estas lámparas es de 360 a 500 nanómetros, con pico energético en 460 nm. Las unidades de foto polimerización quizá más utilizadas en la actualidad son las lámparas halógenas convencionales. Su densidad de potencia (potencia lumínica por unidad de superficie) oscila de 350 a 700 mw/cm².



Ejemplo de halógena convencional.
Lámpara de Fotocurado QHL75. Denstply.

Existen también lámparas halógenas de alta potencia.

Su funcionamiento interno es similar pero con densidad de potencia de 700 a 1700 mw/cm^2 , que se consigue mediante el uso de bombillas más potentes o puntas turbo que enfocan y concentran la luz en un área más pequeña que por tanto recibirá una mayor densidad lumínica.



Lámpara Halógena de alta potencia.
Dentsply 800.

4.3.2 LAMPARAS DE PLASMA

Su aplicación en odontología ha sido relativamente reciente (1997-98). Los fabricantes de esta tecnología costosa, sostienen que los tiempos de exposición disminuyen significativamente, manteniendo las cualidades mecánicas de los materiales fotocurados; sin embargo los trabajos de investigación han demostrado que estos tiempos de exposición tan cortos tienen un efecto negativo sobre las propiedades físicas de los materiales fotopolimerizados.

Emiten la luz mediante una descarga eléctrica en forma de arco voltaico entre dos electrodos de tungsteno separados a una determinada distancia. En el interior de la lámpara existe gas xenón a elevada presión que evita la evaporación de los

electrodos. La luz generada es de elevada potencia (1400 a 2700 mw/cm²) y, al igual que las lámparas halógenas su luz es de color blanco por lo que también requiere de la interposición de un filtro óptico para la obtención de la banda de longitud de onda deseada.

No obstante, el espectro luminoso original sin filtrar de este tipo de lámparas, al contrario de lo que sucede con los sistemas halógenos carece prácticamente de rayos infrarrojos, por lo que teóricamente según el fabricante, se trata de un tipo de luz con menor poder calorífico y por lo tanto con menor riesgo de provocar sobrecalentamiento pulpar durante la foto activación. Aún así este es un tema controvertido ya que también se han publicado estudios experimentales contradictorios en este sentido.

El hecho de presentar un estrecho espectro de emisión implica el inconveniente de que estos sistemas no podrán polimerizar adecuadamente algunos materiales (la minoría) que poseen otro tipo de foto activador, cuya longitud de onda optima son los 410 nm.



Lámpara de arco de plasma.
Apollo 95 E. DMDS.

4.3.3 LAMPARAS LASER

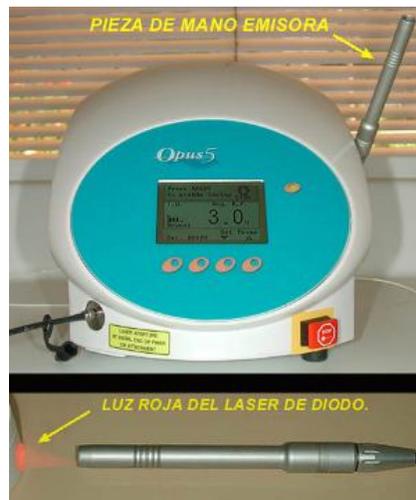
De entre todos los sistemas laser con aplicación terapéutico-quirúrgica en odontología solo existen dos tipos que a su vez puedan ser utilizados para la foto activación de materiales polimerizables y/o agentes blanqueadores, estas son las lámparas de foto polimerizado denominadas laser de argón.

Este sistema consta de un laser con medio activo gaseoso (argón).

Según estudios emite una luz azul de 488 nm o azul-verde de 488 a 514 nm y densidad de potencia de entre 750 y 1500 mw/cm². No requiere filtro óptico ya que su longitud de onda se aproxima bastante a la longitud de onda de la canforoquinona, por lo tanto posee una importante capacidad de penetración, poco sobrecalentamiento y permite una polimerización tres veces más rápida que una lámpara halógena convencional; con mayor fuerza de adhesión.

Otro equipo de foto curado es el laser de diodos. Es un laser con medio activo solido (diodo semiconductor de arseniuro de galio y aluminio). Constituye una de las formas más recientes aplicadas en medicina.

Emite una luz roja cuya longitud de onda oscila entre 830 y 904 nm (espectro infrarrojo) por lo cual este sistema no puede ser utilizado para polimerizar materiales con foto activador canforoquinona. Se utilizan más en el área odontológica para el blanqueamiento dental a través de geles diseñados específicamente para ser activados con la longitud de onda particular de este laser.



Lámpara de laser de diodo.
Opus 5. Opus Dent.

4.3.4 LÁMPARAS LED

La aparición de la tecnología de las lámparas led o a base de diodos emisores de luz (LED, por sus siglas en ingles) ofrece desde un pasado cercano una excelente y atractiva alternativa para los clínicos.

Este tipo de fuente luminosa es una de las más comúnmente utilizadas en la industria de la optoelectrónica para paneles indicadores de todo tipo.

Estos sistemas son lámparas de tipo luminiscentes basadas en la utilización de determinados materiales semiconductores que poseen la propiedad de polarizarse al ser atravesados por la corriente eléctrica emitiendo energía óptica en forma de luz visible (fenómeno de electroluminiscencia).

Estos equipos no requieren filtros para la producción de luz azul, consumen una pequeña cantidad de energía, su longitud de onda (450 a 580 nm con pico en los

470) es muy cercana a la de la activación de la canforoquinona que es de 470 nm y presenta una vida útil de alrededor de 10,000 horas.



Lámpara LED.
Bluephase 16i. Ivoclar.

Lamentablemente si se usan diferentes iniciadores es probable que estén fuera del espectro de las LED impidiendo su polimerización como por ejemplo tonos bleach y algunos tonos de esmalte de vitalenscence.

Entre sus ventajas y desventajas se encuentran las siguientes: ¹²

VENTAJAS	DESVENTAJAS
<ul style="list-style-type: none"> ▪ No requiere filtro óptico. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ No polimeriza todas las resinas del mercado.
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Funcionamiento silencioso ya que no requiere ventilador. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Requiere carga de 6 horas antes de su primer uso.
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Intensidad de poder constante durante 40 segundos. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ No más de diez años de uso clínico.
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Calentamiento mínimo de los tejidos orales. 	
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Puntas de fibra óptica esterilizables. 	
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Radiómetros integrados. 	
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Bajo consumo eléctrico. 	
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Equipos de larga duración. 	

5 PULPA DENTAL

De origen mesenquimatoso la pulpa es un tejido blando ricamente vascularizado e innervado, formada por un 75% de agua y por un 25% de materia orgánica.¹³

Posee células especializadas como son los odontoblastos, los cuales se encuentran dispuestos periféricamente en contacto directo con la matriz de la dentina. Esta relación que se establece entre los odontoblastos y la dentina se denomina complejo dentino-pulpar y es una de las razones por las cuales deben considerarse una unidad funcional.¹⁴

5.1 ELEMENTOS CELULARES DE LA PULPA NORMAL

Las células principales de la pulpa son: odontoblastos, fibroblastos, células mesenquimatosas indiferenciadas y macrófagos.¹⁵

5.1.1 ODONTOBLASTOS

Son las células más predominantes del órgano dentino-pulpar.

Específicas del tejido pulpar, situadas en la periferia y adyacente a la predentina, conforman la capa odontoblástica.

Los odontoblastos en la porción periférica alcanzan la cifra de 45.000 mm², la cual va disminuyendo en la zona radicular.¹⁶

Los odontoblastos presentan prolongaciones celulares incluidas en los túbulos dentinarios los cuales se extienden cerca de un tercio de la distancia, desde la predentina al esmalte en dientes de jóvenes adultos.

Es importante hacer referencia, que el odontoblasto maduro es una célula altamente diferenciada que ha perdido la capacidad de dividirse. Los nuevos odontoblastos que se originan en los procesos reparativos de la dentina, son a expensas de las células mesenquimatosas indiferenciadas, aunque algunos autores opinan que podría derivar de los fibroblastos pulpares.

5.1.2 FIBROBLASTOS

Son las células principales y más abundantes del tejido conectivo pulpar.

Tienen por función formar, mantener y regular el recambio de la matriz extracelular, además son células multifuncionales, pues tienen también la capacidad de degradar el colágeno como respuesta ante distintos estímulos fisiológicos del medio interno.

Se piensa también que estas células pueden tener el potencial de originar nuevos odontoblastos en la periferia de la pulpa cuando se amerita.¹⁵

5.1.3 CÉLULAS INDIFERENCIADAS

Constituyen las células de reserva de la pulpa por su capacidad de diferenciarse en nuevos odontoblastos o fibroblastos, según el estímulo que actúe. Se encuentran bajo los odontoblastos en la zona rica en células.

Baume referido por Ingle (1996), revisó estudios ultra estructurales que sugieren la existencia de conexiones citoplasmáticas entre los odontoblastos y éstas células mesenquimatosas subyacentes. El mismo autor señaló que al morir o lesionarse los odontoblastos, a través de tales conexiones se pueden enviar señales a éstas células menos diferenciadas y hacer que se dividan y se diferencien, formando odontoblastos o células similares a estas.

El número de células mesenquimáticas disminuye con la edad, lo cual produce una reducción en la capacidad de autodefensa de la pulpa.¹⁵

5.1.4 MACRÓFAGOS

Son monocitos que han abandonado el torrente sanguíneo, entran en los tejidos y se diferencian en varias sub poblaciones, una de estas son los macrófagos, los cuales desempeñan funciones activas de endocitosis y fagocitosis, eliminan hematíes extravasados, células muertas y sustancias extrañas presentes en los tejidos, todo el material ingerido por los macrófagos es destruido por la acción de enzimas lisosomales.

5.2 ZONAS MORFOLÓGICAS DE LA PULPA

En la pulpa dental se pueden distinguir cuatro zonas diferentes: la zona odontoblástica, la zona subodontoblástica, la zona rica en células y la zona central de la pulpa o tejido pulpar propiamente dicho.

5.2.1 CAPA ODONTOBLÁSTICA

Es la capa más superficial de la pulpa, se localiza debajo de la predentina. Se compone de los cuerpos celulares de los odontoblastos, entre estos se pueden encontrar capilares, fibras nerviosas y células dendríticas.

La capa odontoblástica de la pulpa coronal contiene más células por unidad de área que la pulpa radicular.

5.2.2 ZONA POBRE EN CÉLULAS

Se encuentra situada por debajo de la capa odontoblástica, tiene aproximadamente 40 μm de ancho y se la identifica como una zona carente de células.

Está conformada por capilares sanguíneos, fibras nerviosas amielínicas y prolongaciones citoplasmáticas de los fibroblastos. En ella existe el plexo nervioso de Raschkow y fibroblastos.

Esta zona puede no ser aparente en las pulpas jóvenes, donde la dentina se forma con rapidez, o en las pulpas adultas, donde se genera dentina reparadora.¹⁷

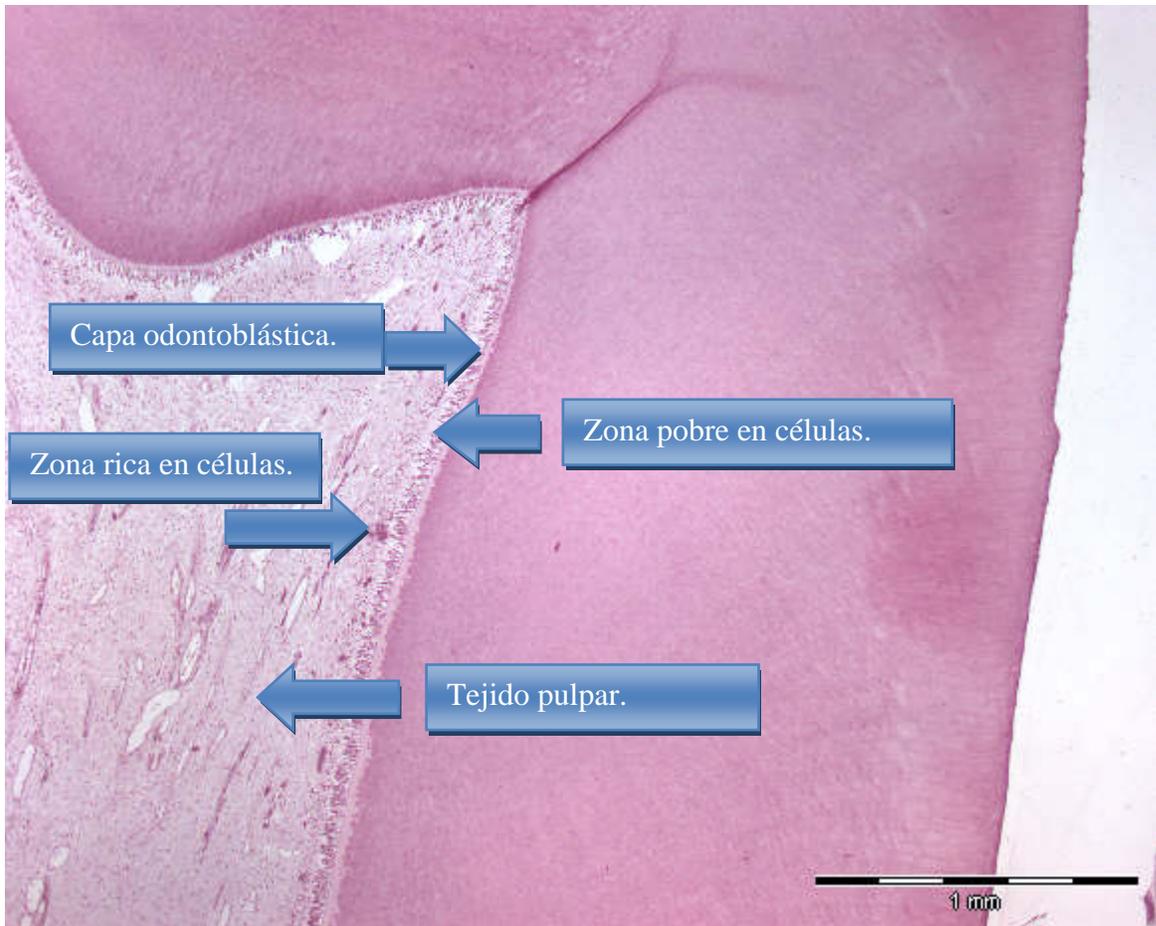
5.2.3 ZONA RICA EN CÉLULAS

Se caracteriza por su amplia densidad celular, donde se destacan las células indiferenciadas y fibroblastos.

Esta capa contiene un número variable de macrófagos, células dendríticas y linfocitos, es más predominante en la pulpa coronal es decir en la periferia que en la radicular.

5.2.3 TEJIDO PULPAR

Es la masa central de la pulpa, está formado por el tejido conectivo laxo característico de la pulpa, con sus distintos tipos celulares, escasas fibras inmersas en matriz extracelular amorfa y abundantes vasos y nervios. El componente celular está formado principalmente por fibroblastos, células indiferenciadas y macrófagos, pero proporcionalmente tiene menor cantidad de células por unidad de superficie que la zona rica en células.



IV. ANÁLISIS DE REPORTES DEL AUMENTO DE TEMPERATURA PRODUCIDO POR LÁMPARAS LED Y HALÓGENAS

Desde hace años se han realizado estudios para determinar el riesgo pulpar que se presenta en relación con la temperatura. Dichos trabajos han sido determinantes para conocer las implicaciones que se presentan en la práctica clínica.

Las unidades de foto-curado utilizadas para polimerizar resinas producen calor durante su operación.

El aumento de temperatura producido por lámparas de polimerizado se ha medido en diversos estudios con diversas variables en los últimos años siendo las lámparas LED y las halógenas los sistemas más frecuentemente comparados.

Loney y Price en 2001 estudiaron el efecto de la alta potencia de unidades de foto-curado en la transferencia de la temperatura a través de resina híbrida y la dentina

El aumento de temperatura se midió durante 40 segundos en una lámpara de polimerización halógena (Optilux 401 Curing Light), con una punta guía estándar de 8 mm y con una punta que incrementa la intensidad en un 50% (Turbo light, Demetron/Kerr Corp), y durante tres segundos con una lámpara de arco de plasma (Apollo 95E Curación Light).

Las temperaturas se registraban directamente en la punta de la luz, y a través de un sándwich compuesto de un cilindro de 1 mm de espesor de resina pre polimerizada y de dentina con espesores de 0.58 mm o 1.45 mm.

El promedio del aumento de temperatura osciló de 1.8 °C, medido a través de un sándwich de 1 mm de resina y 1.45 mm de dentina con la unidad de arco de plasma, a 26.4°C medido directamente en la luz guía Turbo light, Demetron/Kerr Corp. No así con la unidad halógena.

Para cada modo de curado (unidades/guías de luz), el aumento de la temperatura fue mayor cuando se midió directamente en la punta y menor cuando se midió a través de los especímenes de resina y 1.45 mm de dentina.

Cuando se midió a través del sándwich de resina / dentina, la unidad de arco de plasma produjo el menor aumento de temperatura (espécimen con espesor de 0.58 mm de dentina + 1mm de resina= 5.1 °C; espécimen con espesor de 1.45 mm dentina+ 1mm de resina = 1.8 grados C).

Para cada espesor de la resina (1mm), las diferencias en el cambio de temperatura para todas las comparaciones entre los tres modos de curado (unidades/guías de luz) fueron significativamente confiables en un 95%.

Además, para cada modo de curado (unidades/guías de luz), las diferencias de temperatura para todas las comparaciones entre los espesores dentina fueron significativamente confiables en un 95%.

La temperatura aumentó de un 42% a un 56% cuando la luz guía Turbo Light se utilizó en comparación con la luz guía estándar para los especímenes de dentina gruesa y delgada, respectivamente.

Las unidades de curado con guías concentración de luz de o de diferentes fuentes de luz pueden requerir menores tiempos de polimerización, sin embargo, a veces, el efecto de transferencia de la temperatura a la pulpa se incrementa.

La relevancia clínica de este estudio fue que las unidades de foto-curado con puntas guías que concentran la luz o fuentes de luz de arco de plasma pueden afectar significativamente la transferencia térmica a través de la dentina.¹⁸

Yap en 2003 cuantificó y comparó la emisión térmica de tres lámparas LED y tres halógenas.

LED:

- Elipar Freelight.3M.
- GC E-light. GC.
- Coolblu. Dental systems.

Halógenas:

- Max. Dentsply- Caulk.
- Elipar Trilight. 3M.
- Astralis 10. Ivoclar Vivadent.

Se evaluó la emisión térmica de las unidades de fotocurado, cuando se utilizaron en diversos modos de curado a través de un termopar tipo K- y un termómetro digital en distancias de 3 mm y 6 mm

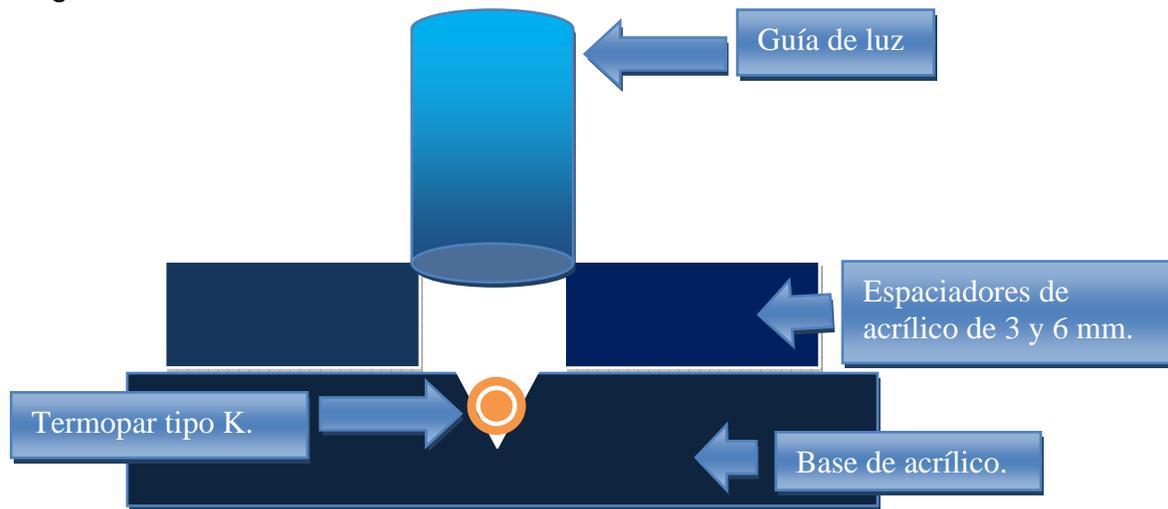
Los datos de la emisión de térmica y los cambios de esta fueron obtenidos para cada lámpara. Siendo siete lecturas para cada unidad de curado

A los 3 mm, el incremento de temperatura observado con luces LED osciló de 4.1°C a 12.9°C, mientras que las luces halógenas variaron de 17.4°C a 46.4°C.

A 6 mm, el aumento de temperatura varió de 2.4°C a 7.5°C y de 12.7 ° C a 25.5 °C para LED y luces halógenas, respectivamente.

Diferencias significativas en el aumento de temperatura se observaron entre los diferentes modos de curado por la misma luz y entre los distintos sistemas LED / luces halógenas, presentándose la mayor generación de calor en el modo designado para el foto curado de cementos a base de resina de las lámparas halógenas.

La emisión térmica de los sistemas LED fue mucho más baja que las luces halógenas.¹⁹



[Nomoto](#) en 2004 comparó la eficiencia de varias unidades de polimerización; dos halógenas, cuatro de arco de plasma y dos LED a través de diversas variables entre ellas la emisión térmica medida en la superficie del esmalte bovino.

El aumento de la temperatura inducida por irradiación se midió utilizando un termopar tipo K.

El estudio fue directamente proporcional al aumento de tiempo de irradiación para cada unidad de fotocurado, así como para la intensidad de los sistemas de polimerizado.

Los aumentos de temperatura fueron de 15 °C a 60 °C para las unidades de arco de plasma, alrededor de 15 °C para una unidad halógena convencional y de menos de 10 °C para 2 unidades LED.

Tanto para el arco de plasma como para las lámparas LED fue necesario más tiempo de irradiación que las recomendadas por sus respectivos fabricantes para medir la eficacia del fotocurado.

La relevancia clínica de este estudio muestra que existe una relación entre la intensidad de luz, el tiempo de exposición y el aumento de temperatura.

Clínicamente se tiene que tener cuidado con el potencial de aumento de temperatura cuando se usan unidades de arco de plasma.

Por lo tanto las unidades LED presentaron menor aumento de temperatura que las lámparas halógenas que hizo la función como grupo de control.⁴

Unidad de fotocurado.	Tiempo de irradiación.			
	10 segundos	20 segundos	30 segundos	40 segundos
Halógena.	11.7 °C	13.9 °C	15.2 °C	15.9 °C
LED	1.7 °C	1.9 °C	2.0 °C	2.2 °C

Ozturk también en 2004 evaluó el aumento de temperatura en dos diferentes adhesivos y dos resinas híbridas elaboradas por el mismo fabricante cuando fueron iluminada por cuatro diferentes fuentes de luz: diodo de emisión de luz (LED), de arco de plasma (PAC), halógenas de alta intensidad y halógenas convencionales.

Adhesivo	Resina
Clearfil SE Bond. CSEB. 3M ESPE Alemania.	Clearfil AP-X. CAPX. Kuraray Japón.
EBS-Multi. EBSM. 3M ESPE Alemania.	Pertac II. PII. Kuraray Japón.

Se prepararon cuarenta discos de dentina de 1mm de premolares extraídos.

Estos discos de dentina fueron colocados en aparatos diseñados para medir el incremento de temperatura.

El aumento de temperatura fue medido durante la fotopolimerización de adhesivos y de resina compuesta.

Los valores promedio del aumento de temperatura para los adhesivos y para la resina no difirieron significativamente.

El mayor aumento de temperatura se observó durante la fotopolimerización del adhesivo EBS con arco de plasma (PAC) con 5.16°C y con halógena de alta potencia (HQTH) a 4.28 °C, respectivamente.

Los valores en el incremento de temperatura producidos por QTH (1.27 °C – 2.83 °C del adhesivo; 1.86 °C – 2.85 °C para la resina) para los dos adhesivos y resinas fueron significativamente más bajos que los inducidos por la unidad de arco de plasma PAC y HQTH ($p < 0.05$).

Sin embargo, estos valores fueron significativamente más altos que los producidos por la unidad LED (1.16 °C – 2.08 °C del adhesivo; 1.13 °C – 2.59 °C para la resina).

El mayor aumento de temperatura se presentó con fuentes de luz de alta energía de salida (PAC y HQTH) no así en las fuentes de luz con potencia convencional (QTH y LED).

Sin embargo, en este estudio, no se elevó la temperatura (debajo del disco de dentina de 1 mm) los 5.6 °C valor crítico de la salud pulpar según la investigación original de Zach y Cohen en 1965.²⁰

Aguiar en 2005 evaluó, in vitro, el efecto de diferentes modos de polimerización y la presencia de resina híbrida en el aumento de temperatura en dentina humana de diferentes grosores.

Con este fin, 90 especímenes fueron asignados a 30 grupos:

Cinco modos de polimerización:

1. Convencional.
2. Soft-start o poca potencia (para adhesivos).
3. Alta intensidad (para cementado).
4. Fotocurado en rampa o progresiva hasta alta intensidad.
5. Alta intensidad con la punta de luz guía a una distancia de 1.3 cm por 10 segundos y la punta apoyada directamente en la muestra.

Dos variables de resina compuesta: ausencia o presencia de resina híbrida de 2mm. Y tres grosores de dentina de 1, 2 y 3 mm.

Durante la polimerización, la temperatura fue medida por un termómetro digital.

Hubo diferencias estadísticamente significativas el aumento de temperatura entre los modos de polimerización, la presencia de la resina compuesta y los espesores de dentina.

Dentro de los límites de este estudio, se puede concluir que:

- A) Los modos de polimerización convencionales y de alta intensidad para cementado (1 y 3) presentan menor aumento de temperatura, y fue estadísticamente diferente de los modos de polimerización soft-start (2), distanciado o no (5) y modo de rampa (4)
- B) La presencia de resina compuesta mostró una reducción estadísticamente significativa en la media del aumento de temperatura.
- C) A mayor grosor dentinario, menor es el aumento de temperatura.

Por su parte Schneider y colaboradores en el año 2005 verificaron si existía alguna diferencia en el aumento de temperatura de la cámara pulpar durante la foto-activación de dos resinas compuestas con diferentes viscosidades.

Dieciocho incisivos de bovino extraídos fueron divididos en dos grupos que se restauraron con dos diferentes resinas: una resina híbrida y otra fluida: Filtek Z 250 y Filtek Flow (3M/ESPE Dental Products, St. Paul, MN 55144, EE.UU) respectivamente en cavidades cúbicas con 3 mm de amplitud, 3 mm de profundidad y 13mm sobre la unión cemento esmalte.

Durante la foto activación, con una unidad de curado de luz halógena convencional halógena (XL 2500, 3M/ESPE) durante 20 segundos a una potencia de 700 mw/cm^2 , se registró el pico del aumento de temperatura en cámara pulpar con un termopar tipo K.

La resina compuesta fluida Filtek Flow muestra estadísticamente un aumento de temperatura mayor que el registrado para la resina híbrida.

Se llegó entonces a la conclusión de que las resinas compuestas con diferentes viscosidades producen diferentes cambios de temperatura durante la foto de activación.²¹

Schneider también en 2005 comprobó si existe algún cambio de temperatura durante la foto-activación de dos resinas compuestas, una híbrida y una fluida (híbrida: Filtek Z 250 y fluida: Filtek Flow), con tres diferentes métodos de foto-activación (unidad de fotocurado de luz halógena convencional, unidad de fotocurado de diodos emisores de luz y unidad de fotocurado de arco de plasma de xenón) y la relación que existe entre el cambio de temperatura con la dureza de la resina.

Un termopar tipo K registró el aumento de temperatura pico en un molde de elastómero durante la foto-activación.

Los resultados del estudio arrojaron que las lámparas halógenas convencionales producen estadísticamente temperaturas más altas que las demás unidades.

Las implicaciones clínicas mostraron que el incremento de temperatura es afectado por el material, su tonalidad y la fuente de luz; a veces el tipo luz es el factor más importante que produce diferentes cambios de temperatura durante la foto activación de resina compuesta.²²

Vandewalle en 2005 tuvo como propósito comparar la emisión térmica y la eficiencia de curado de una lámpara LED (LEDemetron 1, SDS / Kerr) y una QTH o halógena (VIP, BISCO) al máximo rendimiento y potencia similar, utilizando la misma guía de luz.

Además, otra unidad de fotocurado de luz LED (Allegro, Den-Mat) y otra de luz QTH con densidad de potencia reducida se fueron utilizadas para realizar para pruebas de comparación.

El aumento de temperatura en las puntas de las guías de luz se midió a los 0 y 5 mm a 23 °C de temperatura ambiente, utilizando una sonda para medir temperatura (Fluke Corp).

El aumento de la temperatura de la cámara pulpar se midió utilizando un termómetro digital (Omega Co.) y un termopar K-tipo colocado en el techo de la cámara en molares humanos con una preparación clase I.

Las mediciones se realizaron hasta los 90 segundos, con la primera luz de activación de 40 segundos.

No se encontraron diferencias significativas en el máximo de emisión térmica entre la unidad LED (LEDemetron 1), y la QTH (VIP) al máximo rendimiento y similares densidades de energía.²³

Yazici en 2006 en su estudio comparó el aumento de temperatura en la cámara pulpar como resultado del uso de diversas unidades de fotocurado durante la polimerización de resina micro híbrida (Herculite XRV Kerr Corp.CA, USA) y se determinó el efecto del espesor de la dentina remanente en el aumento de la temperatura.

Se preparó una cavidad Clase II ocluso-distal con un remanente dentinario de 2 mm de espesor en un molar mandibular humano libre de caries y recién extraído.

Una capa de 2 mm de resina compuesta micro híbrida se colocó en el piso de la cavidad.

Un termopar tipo K se insertó en la cámara pulpar obliterada con un aislante térmico (“skin compound”), y el aumento de temperatura de la cámara (a partir de la temperatura: 37.0 ± 0.1 °C) durante la polimerización de las resinas híbridas se midió.

Las unidades de fotocurado examinadas incluían dos luces halógenas, Spectrum 800 y Elipar Trilight (estándar y el modo exponencial), un diodo emisor de luz (LED, Elipar Freelight) y un arco de plasma (Virtuoso, Xenón Potencia Arco).

El tiempo de irradiación fue de 40 segundos para la luz halógena y la luz LED y de 3 segundos para la luz de arco de plasma determinados por el fabricante. Cinco mediciones se llevaron a cabo para cada unidad de luz de fotocurado. El mismo diseño experimental se llevó a cabo después, cuando, la preparación de la cavidad fue modificada, dejando una capa de 1 mm de espesor, de dentina.

El aumento de temperatura de la cámara pulpar, osciló entre 1.40°C y 3.8°C. El mayor aumento de temperatura se observó al utilizar la halógena Elipar Trilight modo Estándar, y el menor aumento de temperatura se observó con diodo emisor de luz para ambos espesores de dentina.

La única diferencia significativa en el aumento de temperatura se observaron entre Elipar Trilight modo Estándar y los sistemas LED.

No se observaron diferencias significativas para los diferentes modos de Elipar Trilight

De forma estadísticamente significativa se observó mayor aumento de temperatura dentro de cada unidad de curado a una profundidad de 1 mm, que a 2 mm.

Aunque la prueba de fotocurado de las unidades de luz causó un aumento de temperatura en la cámara pulpar, ninguno logró superar el valor crítico de 5.5°C reportado en 1965 por Zach y Cohen.

Una de las conclusiones de este estudio fue que el espesor de la dentina residual es un factor crítico en la reducción de la transferencia térmica hacia la pulpa, y esto varía con la unidad de curado utilizada.²⁴

Por su parte Millen y colaboradores en 2007 compararon el aumento de temperatura de la cámara pulpar durante la polimerización de materiales compuestos a base de resina utilizando unidades de fotocurado halógenas y LED.

Un total de 32 dientes extraídos de pacientes con edades entre 11 y 18 años fueron utilizados en el estudio.

Termopares fueron colocados en el techo de la cámara pulpar utilizando un novedoso método 'split-tooth' para sujetar el termopar internamente a través del ápice.

En el Grupo 1 se usó una lámpara de fotocurado (LCU) halógena con una intensidad de luz de 450 mWcm^{-2} y en el Grupo 2 fue utilizado una LED con una intensidad de luz de 1100 mWcm^{-2} .

Los dientes se colocaron en un baño de agua con la temperatura regulada, hasta establecer una temperatura ambiente de 37°C .

Los registros de la temperatura se hicieron continuamente a través de una base de datos de registro de actividades y de una computadora.

El aumento de la temperatura desde el inicio hasta el final se calculó para cada espécimen durante la fotopolimerización de adhesivo y de las resinas.

El aumento de temperatura de la cámara pulpar fue significativamente mayor con el LED que con las halógenas para el adhesivo y el fotocurado de resinas.

El mayor aumento de temperatura se produjo durante el fotocurado del agente adhesivo.

Durante el foto curado de la resina híbrida, el aumento fue más ligero.

Dentro de sus conclusiones señalaron que la foto activación de adhesivos debe hacerse con luz de baja intensidad y la alta intensidad utilizarla sólo para resinas compuestas independientemente si se utilizan lámparas LED o halógenas.²⁵

Yazici en 2007 investigó el aumento de temperatura causado por diferentes unidades de curado de luz y el incremento de temperatura en dentina de diferentes grosores.

Discos de dentina de 1.0mm y 2.0 mm de espesor fueron preparados de molares inferiores recién extraídos.

Las temperaturas se registraron directamente en la superficie de la punta de la luz guía, bajo discos de dentina de diferentes grosores, y a través de un sándwich de 2 mm de espesor de resina compuesta (Herculite, híbrida. Kerr Corp.) y dentina, usando un termopar tipo K.

Las unidades de curado utilizadas fueron dos de cuarzo-tungsteno-halógeno (Spectrum y -ET) y una LED (diodo de emisión de luz).

El aumento de temperatura más alta se observó en una tira de Mylar usando la halógena Elipar Trilight (ET) en modo estándar.

En espesores de dentina menores de 1mm y 2 mm, se observó el menor aumento de temperatura para la lámpara de luz LED.

Diferencias significativas en el aumento de temperatura entre todas las unidades de curado, excepto entre Spectrum y ET en el modo exponencial (para cementado) con una barrera de dentina 1 mm de espesor + 2mm resina.

El aumento temperatura fue insignificante entre Spectrum y ET exponencial, y

AÑO	VARIABLES	TEMPERATURA °C
-----	-----------	----------------

entre los dos modos de Trilight cuando la misma configuración experimental fue utilizado con un espesor de 2 mm de dentina.

Dentro de sus conclusiones encontraron que para todas las unidades de polimerización, el aumento de temperatura a través de 2 mm de dentina fue menor que para 1mm de remanente dentinario.

El modo estándar de Elipar Trilight produjo la más alta emisión térmica y el sistema LED la temperatura más baja para todos los sistemas de fotocurado.

Por lo tanto el espesor de la dentina y la unidad de fotocurado podrían afectar la transmisión de temperatura hacia la pulpa.²⁶

	Modo de fotocurado estándar.	LED	HALÓGENA
2001	Medición directa en la punta guía de luz.	*	13.1° C
	Espesor dentinario de 0.8 mm y de resina de 1mm.	*	10.2 °C
	Espesor dentinario de 1.45mm y de resina de 1mm.	*	6.9 °C
AÑO	VARIABLES	TEMPERATURA °C	
	Modo de fotocurado estándar.	LED	HALÓGENA
	Medición directa en la punta guía de luz.	4.02°C	6.05°C
	Espesor dentinario de 1 mm.	1.86°C	3.79°C
2005	Resina fluida.	*	4.28°C
	Resina híbrida.	*	2.43°C
2005	Resina fluida.	1.15°C	1.36°C
	Resina híbrida.	1.08°C	1.60°C
2005	Medición directa en la punta guía de luz.	10.03°C	10.0°C
	Medición a distancia de 5mm a través de un molar.	3.9°C	4.0°C
2006	Cavidades con remanente dentinario de 1mm.	2.14°C	3.8°C
	Cavidades con remanente dentinario de 2mm.	1.4°C	2.98°C
2007	Cavidades con remanente dentinario de 2mm y adhesivo.	5.98°C	2.96°C
	Cavidades con remanente dentinario de 2mm y resina de nano relleno.	4.8°C	1.95°C

2007	Espesor dentinario de 1 mm y de resina de 2mm.	0.26°C	1.21°C
	Espesor dentinario de 2 mm.	0.84°C	2.49°C
	Espesor dentinario de 2 mm y de resina de 2mm.	0.03°C	0.71°C
2008	Medición a 1mm por 10 segundos.	11.8°C	6.8°C
	Medición a 1mm 20 segundos.	16.1°C	18.9°C
	Medición a 1mm 30 segundos.	17.9°C	20.4°C
	Medición a 1mm 49 segundos.	20.5°C	21.6°C
2008	Espesor dentinario de 0.5 mm y 0.5 de resina híbrida.	7.90°C	7.0°C

Esta
tabl
a
mue
stra
los
resu

ltados de diversos estudios y variables que muestran mediciones de las emisiones térmicas de lámparas led y halógenas.

V IMPLICACIONES PULPARES

La irritación térmica producida por procedimientos restaurativos es contenida dentro de los irritantes físicos y son capaces de generar una respuesta pulpar definida.

Durante la ejecución de dichos procedimientos se somete al órgano dentino-pulpar y este responde con una reacción inflamatoria. Los estados pulpares que se presentan pueden ser reversibles o irreversibles.

La pulpa irritada por estos estímulos externos puede reaccionar de manera positiva, formando dentina terciaria y de manera negativa, mediante la oclusión de sus vasos sanguíneos por un mecanismo exagerado de autodefensa que la lleva, en última instancia, a la necrosis.²⁷

Existen dos mecanismos básicos de defensa de la pulpa: la dentinogénesis reparadora y la inflamación. La dentina terciaria o de reparación se deposita debajo de los túbulos dentinarios afectados, también hay formación de zonas muertas debido a la degeneración de las fibras y se puede desarrollar una esclerosis dentinaria.²⁸ Si la respuesta inflamatoria pulpar es severa, se perjudicará la actividad dentinogénica reparativa.²⁹

La respuesta pulpar a los procedimientos restauradores se puede clasificar: en lesiones leves, las cuales son aquellas en las que la zona rica en células no está afectada y se limitan a los túbulos dentinarios cortados.

La mayoría de los odontoblastos situados bajo la zona dañada sobreviven a las lesiones leves que sufre la dentina. En la unión dentina-pulpa se deposita dentina terciaria normal.

En las lesiones moderadas, cuya zona rica en células está afectada y la inflamación se extiende hacia la pulpa central, las células pulpares producirán un tejido duro reparador de características muy variables. La forma dependerá del tipo y la fase de diferenciación de las células que se encargan del proceso primario de reparación por calcificación.

Las lesiones graves que se caracterizan porque, tanto la zona rica en células como la pulpa central, se presentan modificadas en sus estructuras normales y las lesiones se extienden más allá de la zona limitada por los túbulos cortados.

Los procedimientos restauradores que implican cambios en la temperatura dañan a la dentina, irritan físicamente a las prolongaciones protoplásmicas de los odontoblastos.

También puede ocurrir el desplazamiento de los núcleos de los odontoblastos a la dentina, los cuales sufren autólisis dentro de los túbulos dentinarios.³⁰

Como respuesta al daño odontoblástico se produce una aceleración en la formación de dentina terciaria y en la predentina hay mineralización de los núcleos degenerados. La formación de dentina terciaria dependerá de los estímulos nocivos persistentes.

La densidad de los odontoblastos y la actividad de reparación de la pulpa dental pueden ser correlacionadas con las dimensiones de la preparación cavitaria, los tratamientos de grabado y los materiales restauradores, el estímulo térmico, su duración y la unidad con la cual se busque la polimerización del material restaurador.

El daño odontoblástico aumenta cuando el espesor de dentina remanente disminuye.³¹

La respuesta inflamatoria se relaciona con mecanismos directos e inmunológicos. La lesión directa de la pulpa se produce a través de los túbulos dentinarios, los irritantes penetran a través de ellos para establecer contacto y destruir los odontoblastos y las células subyacentes. El proceso inmunológico y la lesión concomitante comprenden otro mecanismo que interviene en el desarrollo de las pulpitis.

El resultado final es la liberación de mediadores químicos que inician la inflamación. Hay una respuesta vascular con extravasación de líquido hacia los espacios del tejido conectivo (edema), lo cual produce una elevación en la presión local y altera o destruye la capa de odontoblastos. En el proceso inflamatorio predomina un infiltrado de células agudas que a su vez son reemplazadas por células mono nucleares crónicas.

La capacidad de la pulpa para soportar la lesión se relaciona con la gravedad de ésta. Pudiera ocurrir una pulpitis reversible que se caracteriza por una lesión de predominio crónico y la inflamación se circunscribe a la base de los túbulos afectados. Este proceso inflamatorio reactivo se resuelve o disminuye al eliminar el factor irritante.

Si la lesión es más severa se produce una pulpitis irreversible. La pulpa se ha dañado más allá de cualquier reparación posible, aunque se elimine el factor irritante. La pulpa se degenerará poco a poco y ocasionará una necrosis y una destrucción reactiva.

Los factores que condicionan la respuesta pulpar son: un diente joven, pequeño, con cámara pulpar amplia sin dentina terciaria, el estado de defensas del paciente, el tamaño del foramen apical (amplio o estrecho) y la existencia o no de traumas agregados al producido por los procedimientos restauradores.

Para preservar la integridad pulpar durante los procedimientos restauradores, el profesional debe tener en cuenta precauciones como la colocación de aislantes térmicos o forros cavitarios, para evitar o disminuir las lesiones pulpares.

Durante la ejecución de los procedimientos restauradores se puede presentar una reacción pulpar, que va a depender de los irritantes del órgano dentino-pulpar. La pulpa se va a defender y va a reparar el daño sufrido, pero si el daño es severo, se puede producir una necrosis pulpar.

El órgano dentino-pulpar está sometido a diversos irritantes durante la ejecución de los procedimientos restauradores, tales como: irritantes físicos, químicos y bacterianos.

Se hace entonces necesario analizar los mecanismos para prevenir, disminuir y controlar el efecto de estos irritantes.

El conocimiento de la medición de emisiones de temperatura producidos por los sistemas de fotocurado, así como el conocimiento de las variables que tienen influencia sobre este incremento tales como la intensidad de luz, el grosor de remanente dentinario, el tipo de material y sus características individuales y el tiempo de foto curado, resultan relevantes para el éxito clínico.

El profesional ha estado mucho tiempo preocupado por el potencial daño biológico que pueda ocurrir en el tejido pulpar por las excesivas temperaturas.

Como resultado de estos estudios es importante, conocer los factores que desencadenan calor sobre el órgano dentino-pulpar.

Zach y Cohen después de realizar varios experimentos en monos han demostrado que un aumento de temperatura intrapulpar de 5.5°C resultó en un 15% de muerte pulpar, mientras que un aumento de temperatura intra pulpar de 11°C resultó en un 60% de muerte pulpar.

Estos valores de aumento de temperaturas que causan daño irreparable en el tejido pulpar no se han establecido de manera concluyente.

Sin embargo, Brown, Christensen y Lloyd recomiendan dejar 2 mm de espesor de dentina entre el tejido pulpar y el piso de la preparación cavitaria para asegurar un adecuado aislamiento del tejido pulpar a las técnicas operatorias termogénicas potencialmente traumáticas.³²

También, es trascendental considerar algunos factores que intervienen en la producción de calor sobre el órgano dentino-pulpar durante la preparación cavitaria como: la velocidad rotacional, la refrigeración del instrumental en el campo operatorio, la magnitud y dirección de la presión sobre el instrumento de corte, la esterilización del instrumental, la técnica de corte, el tamaño y la forma de la fresa. Además, se incluye el tipo de tejido cortado y el tiempo de contacto continuo del instrumento con el tejido.

Las respuestas del órgano dentino-pulpar ante una irritación depende del agente causante y de su proximidad a la pulpa. Generalmente, cuando la irritación es leve se forma dentina terciaria, pero si la lesión es moderada o severa se presenta inflamación pulpar. Las respuestas pulpares se caracterizan por un proceso inflamatorio que tiende a defender la integridad de la pulpa y a reparar el daño sufrido. Los estados pulpares pueden ser reversibles o irreversibles. Cuando la pulpa se daña más allá de cualquier reparación posible, se degenerará poco a poco y, en consecuencia, se producirá una necrosis y una destrucción reactiva.

Cuando se considera la elección de un tratamiento, los beneficios terapéuticos deben ser superiores a la probabilidad de causar una lesión.

Generalmente, no se puede evitar completamente una reacción pulpar durante la ejecución de los procedimientos restauradores; inicialmente, se provoca una respuesta inflamatoria transitoria.

Por ello, el profesional debe tomar en cuenta los peligros potenciales sobre el órgano dentino-pulpar y evitar daños irreversibles. En este sentido, con la aplicación de una adecuada técnica durante la ejecución de los procedimientos restauradores y la elección del material y de los sistemas lumínicos adecuados, el órgano dentino-pulpar podrá tolerar bien dichos procedimientos, debido a su capacidad de defensa y preservará la integridad pulpar.

Cuando existen irritantes pulpares, y el espesor de la dentina remanente es de 2 mm o más, no es frecuente que se produzcan reacciones inflamatorias pulpares. La preservación de un buen espesor de dentina es de gran importancia para preservar la salud pulpar.

Los estudios sobre la emisión térmica de lámparas señalan que un espesor dentinario de 2mm, reduce de manera significativa la transmisión de calor hacia la cámara pulpar y no se alcanza el punto crítico señalado por Zach y Cohen en 1965.

Para preservar la integridad pulpar durante los procedimientos restauradores, el profesional debe tener en cuenta precauciones para evitar o disminuir las lesiones pulpares tales como la colocación de materiales de protección pulpar.

Con la aplicación de una adecuada técnica y la colocación de protectores pulpares durante la ejecución de los procedimientos restauradores, el órgano dentino-pulpar puede tolerar bien algunos irritantes, debido a su capacidad de defensa.

VI CONCLUSIONES.

- La emisión térmica de lámparas led es menor que la de las halógenas.
- La intensidad de luz es directamente proporcional al incremento de temperatura.
- El tiempo de irradiación es directamente proporcional al incremento de temperatura.
- El remanente dentinario es inversamente proporcional al aumento de temperatura.
- Los procedimientos restauradores que implican cambios en la temperatura irritan a las prolongaciones protoplásmicas de los odontoblastos.

VII BIBLIOGRAFÍA.

1. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surgery Oral Med Oral Pathology* 1965;19:515–530
2. Millen C, Ormond M, Richardson G, Santini A, Miletic V, Kew P. A Study of Temperature Rise in the Pulp Chamber during Composite Polymerization with Different Light-curing Units. *Journal Contemporary Dental Practice* 2007 November; (8)7:029-037.
3. Yap AUJ, Soh MS. Thermal emission by different light-curing units. *Operative Dentistry* 2003; 28(3):260-266.
4. [Nomoto R](#), [McCabe JF](#), [Hirano S](#). Comparison of halogen, plasma and LED curing units. *Operative Dentistry*. 2004 Mayo-Junio; 29(3):287-94.
5. B. W. Mangum, G. T. Furukawa. The Kelvin and Temperature Measurements. *Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology*. 2001.
6. National Institute of Standards and Technology Gaithersburg (NIST). ITS-90. Guidelines for Realizing the International Temperature Scale of 1990 (ITS-90). 1990.
7. International Organization of Legal Metrology (OIML). OIML P-16. Guide to Practical Temperature Measurements. 1989.
8. Fernández García, P. y Cancelo Expósito, M. Medición y calibración de instrumentos de temperatura. Universidad Nacional de Costa Rica, Heredia, Costa Rica. 2004.
9. International Organization of Legal Metrology (OIML). OIML R 84. Resistance-thermometer sensor made of platinum, copper or nickel (for industrial and commercial use). 1989.
10. Portela A. Vasconcelos M. Branco R. Estudio de profundidad de polimerización de resinas compuestas utilizando dos tipos de lámparas para polimerización. <http://www.denstply.com.mx>.

11. Birdsell, D., Bannon, P., Webb, R: Harmful effects of near U.V. radiation used for polymerization of a sealant and a composite resin. J.A.D.A. Vol. 94 February 1977.
12. Escuela Politécnica Superior. Universidad de Córdoba. Proyecto fin de carrera. Capítulo 5: Diodos emisores de luz. http://www.uco.es/~p42alsoa/html/cap_5.html
13. Weine F. Tratamiento endodóncico. 5ta Edición. Editorial Harcourt. 1997. Pág. 84-135.
14. Trowbridge H, Kim S, Suda H. Estructura y funciones del complejo dentino-pulpar. En: Cohen S, Burns R. 8va edición. Editorial Mosby. Capítulo 11.2002.
15. Gómez M, Campos A. Histología y embriología bucodental. Buenos Aires. Editorial Médica Panamericana. 1999. Pág. 175-225.
16. Mjör I. Pulp-Dentin biology in restorative. Dentistry Quintessence. Capítulo 1, 4, 6 y 7.2002.
17. Trowbridge H, Kim S, Suda H. Estructura y funciones del complejo dentino-pulpar. En: Cohen S, Burns R. 8va edición. Editorial Mosby. Capítulo 11.2002.
18. Loney RW, Price RBT. Temperature transmission of high-output light-curing units through dentin. Operative Dentistry 2001; 26(5): 516-520.
19. Ozturk B, Ozturk AN, Usumez A, Usumez S, Özer F. Temperature Rise During Adhesive and Resin Composite Polymerization With Various Light Curing Sources. Operative Dentistry 2004 May-Jun Vol. 29 Issue 3 Pg. 325-32.
20. Aguiar FH, Barros GK, dos Santos AJ, Ambrosano GM, Lovadino JR. Effect of polymerization modes and resin composite on the temperature rise of human dentin of different thicknesses: an in vitro study. Operative Dentistry. 2005 Sep-Oct; 30(5):602-7.

-
21. Schneider LFJ, Cavalcante LMA, Tango RN, Consani S, Sinhoreti MAC, Sobrinho LC. Pulp chamber temperature changes during resin composite photo- activation. Brazilian Journal of Oral Sciences, Vol. 4, No. 12, 2005, pp. 685-688.
 22. Schneider LFJ, Consani S, Sinhoreti MAC, Sobrinho LC, Milan FM. Temperature change and hardness with different resin composites and photo-activation methods. Operative dentistry 2005 Jul-Aug Vol. 30 Issue 4 Pp. 516-521.
 23. [Vandewalle KS](#), [Roberts HW](#), [Tiba A](#), [Charlton DG](#). Thermal emission and curing efficiency of LED and halogen curing lights. Operative Dentistry_2005 Mar-Apr; 30(2):257-64.
 24. Yazici AR, Müftü A, Kugel G, Perry RD. Comparison of Temperature Changes in the Pulp Chamber Induced by Various Light Curing Units, In Vitro. Operative Dentistry 2006.31-2, 261-265.
 25. Millen C, Ormond M, Richardson G, Santini A, Miletic V, Kew P. A Study of Temperature Rise in the Pulp Chamber during Composite Polymerization with Different Light-curing Units. Journal Contemporary Dental Practice 2007 November; (8)7:029-037.
 26. Yazici AR, Müftü A, Kugel G. Temperature Rise Produced by Different Light-curing Units through Dentin. Journal of Contemporary Dental Practice 2007 November; (8)7:021-028.
 27. Barrancos J. y Barrancos G. Principios biológicos. Principios generales de las preparaciones. En: Barrancos J. y Barrancos P, editores. Operatoria dental. 3ra edición. Buenos Aires. Médica panamericana, 1999:507-508, 551-566.
 28. Kafrawy A. Biologic considerations in the selection and use of restorative materials. Dental Clinics of North America 1983; 27(4):645-656.
 29. Murray P, About I, Lumley P, Smith G, Franquin J, Smith A. Postoperative pulpal and repair responses. Journal of American Dental Association 2000; 131:321-329.

30. Ingle J, Stanley H, Langeland K. Etiología y prevención de inflamación, necrosis y distrofia de la pulpa. En: Ingle J, Bakland L, editores. Endodoncia. 4ta edición. México. Mcgraw-Hill Interamericana, 1996:372-438.
31. About I, Murray P, Franquin J, Remusat M, Smith A. Pulpal inflammatory responses following non-carious Class V restorations. Operative dentistry 2001; 26:336-342.
32. Brown W, Christensen D, Lloyd B. Numerical and experimental evaluation of energy inputs, temperature gradients and thermal stress during restorative procedures. Journal of American Dental Association 1978; 96:451-458.