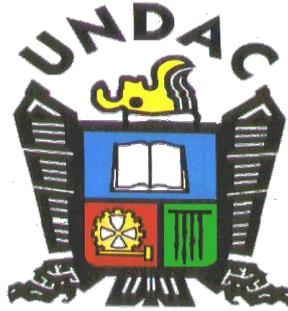


UNIVERSIDAD NACIONAL DANIEL ALCIDES CARRIÓN

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESCUELA DE FORMACIÓN PROFESIONAL DE ODONTOLOGÍA



TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE CIRUJANO DENTISTA:

***“EVALUACIÓN DE LA CALORIMETRÍA DE  
LAS LÁMPARAS DE LUZ HALOGENAS Y  
LAS LÁMPARAS DE LUZ LED, LIMA  
2015”***

AUTOR : Bach. CARHUANCHO ALVAREZ, Edith Liliana

ASESOR : Mg. SOLIS CONDOR, Gilmer

CERRO DE PASCO - 2015

**“EVALUACIÓN DE LA CALORIMETRÍA DE LAS LÁMPARAS DE LUZ  
HALÓGENOS Y LAS LÁMPARAS DE LUZ LED, LIMA 2015”**

-----  
**Dr. Hiltser CASTILLO PAREDES  
PRESIDENTE**

-----  
**Mg. C.D. Alexander ESPINO GUZMAN  
MIEMBRO**

-----  
**Mg. C.D. Dolly PAREDES INOCENTE  
MIEMBRO**

-----  
**Mg. Gilmer SOLIS CONDOR  
ASESOR**

## **DEDICATORIA:**

**A DIOS por hacer posible la realización de mis sueños y a mis padres, GAVI Y AIDA, por ser mí ejemplo de lucha y perseverancia y a toda mi familia por su aprecio y cariño.**

## **AGRADECIMIENTO**

Agradezco a DIOS por ser el autor y ejecutor de uno de mis más grandes sueños, la culminación de mi formación profesional en las aulas de mi alma mater la Universidad Nacional “Daniel Alcides Carrión”.

A la Universidad Nacional “Daniel Alcides Carrión”, mi Alma Mater, mi segundo hogar en estos años de estudios universitarios.

A los Docentes de la Facultad de Odontología, con quienes compartí muchos momentos, uniéndonos una gran amistad que se baso en el respeto y el orden.

A mis compañeros de estudio, en quienes encontré verdaderos amigos, compartiendo momentos que servirán de recuerdos de nuestros años universitarios.

A todas las personas, amigos y familiares que de una y otra manera formaron parte en mi formación profesional.

Gracias a todos ustedes.

## INDICE

CARÁTULA: .....	1
DEDICATORIA: .....	3
AGRADECIMIENTO: .....	4
RESUMEN: .....	7
ABSTRACT .....	9
INTRODUCCIÓN: .....	10
<b>CAPITULO I: METODOLOGIA: .....</b>	<b>19</b>
1. TIPO DE INVESTIGACIÓN: .....	19
2. METODO Y DISEÑO DE INVESTIGACION: .....	20
3. POBLACION Y MUESTRA: .....	20
4. TECNICAS E INSTRUMENTOS DE RECOLECCION DE DATOS	
5.1. Instrumento.....	21
5.2. Técnica .....	21
6. PRUEBA DE HIPÓTESIS: .....	23
7. ANÁLISIS ESTADÍSTICO: .....	24
<b>CAPITULO II RESULTADOS: .....</b>	<b>25</b>
2.1. RESULTADOS: Cuadros, gráficos y comentarios: .....	25
<b>CAPITULO III DISCUSIÓN: .....</b>	<b>40</b>
3.1. DISCUSIÓN: .....	40
<b>CAPITULO IV CONCLUSIONES: .....</b>	<b>46</b>

4.1. CONCLUSIONES: .....	46
<b>CAPITULO V RECOMENDACIONES: .....</b>	<b>47</b>
5.1. RECOMENDACIONES: .....	47
BIBLIOGRAFIA: .....	48
ANEXOS: .....	52

## RESUMEN

La evaluación térmica de las lámparas de fotocurado o fotoactivación han ido con un avance tecnológico acrecentado, el objetivo de este trabajo fue específicamente evaluar las lámparas LED Bluephase® (Ivoclar Vivadent), Bluephase C8® (Ivoclar Vivadent), y halógena: Litex™ 682 (Dentamerica) en sus diferentes modalidades de activación LOP, SOFT Y HIGH.

Se registró la temperatura ambiente, la emisión de temperatura de la lámpara y se calculó el incremento de temperatura a través de la diferencia entre la temperatura de la lámpara y la temperatura ambiente. Las lámparas fueron operadas con dos formas de activación: la activación simple donde la temperatura se registró mientras la lámpara permanecía encendida 40 s y 50 s después y la activación triple donde la lámpara se encendió en tres etapas de 40 s con un intervalo de 5 s entre cada activación: el registro de temperatura se continuó hasta 50 s después de la última activación. El registro de temperatura se realizó cada 5 s y se realizaron 5 mediciones por cada lámpara. Para el registro de los datos de temperatura se utilizó un termocupla en contacto directo con la guía de luz de la lámpara y otra que registraba la temperatura ambiente y la temperatura se registraba a través del programa Multitrend Plus V5 (Honeywell). Todas las lámparas de polimerización generaron un aumento de temperatura independientemente del tipo de fuente de luz. La lámpara Blue Phase® fue la de mayor elevación de temperatura que produjo para

la activación simple y triple. La versión Hight de todas las lámparas evaluadas presentó la mayor elevación de temperatura para la modalidad triple.

La autora.

## **ABSTRACT**

Evaluation of thermal curing lights or photoactivation have been enhanced with a technological breakthrough, the objective of this work was to evaluate specifically bluephase® LED lamps (Ivoclar Vivadent), Bluephase C8® (Ivoclar Vivadent), and halogen: Litex™ 682 (Dentamerica) in its various forms LOP activation, SOFT AND HIGH.

Room temperature emission lamp temperature was recorded, and the temperature rise through the gap between the lamp temperature and the room temperature was calculated. The lamps were operated with two ways of activation: the simple activation where the temperature was recorded while the lamp remained lit 40 s and 50 s after and triple activation where the lamp is lit in three stages of 40 s with an interval of 5 s between each activation: recording temperature was continued until 50 s after the last activation. The temperature recording was performed per 5 and 5 measurements were made for each lamp. For recording the temperature data used one thermocouple in direct contact with the light guide lamp and another recorded room temperature and temperature it was recorded via Multitrend Plus V5 (Honeywell) program. All curing lights generated an increase in temperature independent of the type of light source. Blue Lamp Phase® was the largest temperature rise occurred to the simple and triple activation. High version of all lamps tested showed the highest elevation of temperature for the triple mode.

The autor

## INTRODUCCIÓN

La eficiencia de la activación en relación a la intensidad de luz emitida ha cobrado mucho interés en los últimos años ya que ha demostrado que este influye directamente en la polimerización de resinas compuestas y demás materiales utilizados en la práctica odontológica.

Nomoto y col. (1994), estudiaron la influencia de la intensidad de luz y el tiempo de irradiación sobre la polimerización de las resinas compuestas. Los autores investigaron la profundidad de polimerización, distribución del grado de conversión, conversión de polimerización y porcentaje de enlaces dobles libres. Utilizaron tres resinas compuestas Z100 (3M), Silux Plus (3M) y clearfil Photo Posterior (Kuyraray). Se varió la intensidad de luz modificando la distancia entre la punta activa y la muestra de resina compuesta. Se encontró que a mayor intensidad de luz menor tiempo de exposición para conseguir una densidad de energía constante (intensidad de luz por tiempo de exposición).

Independientemente de las combinaciones entre intensidad de luz y tiempo, cuando la densidad de energía fue constante, no hubo diferencias en los resultados de las variables evaluadas.

La fuente halógena ha sido por muchos años la fuente utilizada para polimerizar materiales dentales. Esta lámpara presenta como desventaja la disminución de la densidad de luz con el tiempo. El bulbo, reflector y filtros se deterioran ocasionando reducción en la intensidad de luz

afectando la calidad de la polimerización o se puede producir mayores temperaturas ocasionando efectos nocivos en el tejido pulpar.

En vista de la necesidad de conocimientos técnicos por parte del operador se describieron los criterios de selección de las lámparas de activación así como las instrucciones de mantenimiento técnico y funcional, incluyendo los procedimientos de limpieza, desinfección y evaluación del rendimiento. Los investigadores recomendaron las lámparas de tipo pistolas o lapicero en relación a los que presentaban un cable flexible de conducción. Las lámparas de activación presentan diversos componentes que deben estar sujetos a mantenimiento periódico. Es por eso que el uso de radiómetros es importante para mantener la emisión de luz constante. También recomiendan la evaluación del rendimiento de las lámparas a través de pruebas de raspaje y abrasión. Por otro lado, recomiendan que la microdureza de la base de una resina compuesta debe ser mayor o igual al 80% del valor de microdureza de la superficie cuando se activa un incremento de 2 mm de grosor del material de un tiempo de exposición de 40 s a una distancia de 1 mm de la punta activa hasta la resina compuesta. El mantenimiento de las lámparas debe ser inmediatamente después de determinarse la pérdida del rendimiento o cuatro veces al año, dependiendo de la frecuencia de uso.

Las limitaciones de las lámparas halógenas son diversas e impulsaron nuevas investigaciones para optimizar su efectividad y

minimizar sus desventajas. Entre las desventajas que presenta podemos citar: vida útil reducida, calculada entre 40 y 100 horas, degradación de filtros por la proximidad de este con el foco el cual genera calor constante. La degradación del foco, bulbo, punta activa y sistema de ventilación ocurren con el tiempo de uso perjudicando la polimerización de las resinas compuestas especialmente en las áreas más profundas.

Las fuentes de activación LEDs se están utilizando con mayor frecuencia en los últimos años por presentar ventajas en relación a las lámparas halógenas, tales como: mayor tiempo de vida útil (calculada en 100 horas), no presenta tantos componentes que puedan degradarse y tamaño reducido. Otra gran ventaja de las lámparas LEDs preconizada durante su lanzamiento fue la baja emisión de calor que producían. Las primeras lámparas fabricadas con esta tecnología, primera generación, emitían baja intensidad de luz e irradiaban menos calor, pero el tiempo de exposición para conseguir una adecuada polimerización no era clínicamente aceptable. Por otro lado, estas lámparas presentaban un espectro de emisión de luz reducido, entre 450 y 500 nm, para abarcar el rango de absorción de la alcanforquinona (pico máximo de absorción 468nm).

Con la fabricación de un LED de alta potencia surgieron las lámparas de segunda generación a las cuales se aumentó la intensidad de luz con valores mayores o iguales a  $400 \text{ nW/cm}^2$ . En este grupo de lámparas no se varió el espectro de emisión de luz de tal forma que estas

lámparas podían permitir una adecuada polimerización de materiales que presentan alcanforquinona, sin embargo, no eran eficaces para permitir la polimerización de materiales extra claros o traslúcidos ya que en su composición contienen fotoiniciadores como la lucerina o propano Fenildiona (PPD) los cuales tienen un espectro de absorción menor a 450nm. Por lo tanto, estas lámparas no pueden utilizarse para todos los materiales.

Posteriormente salieron al mercado lámparas LEDs de tercera generación, que emitían mayor intensidad de luz, muchas de ellas mayores a  $1000 \text{ nW/cm}^2$ , pero al mismo tiempo se amplió el espectro de emisión de luz entre 380 – 500 nm para abarcar el espectro de absorción de la amplia gama de materiales dentales.

Las lámparas con intensidad de luz superior a  $1000 \text{ nW/cm}^2$  son conocidas como high-power LED o lámparas de alta intensidad de luz.

Actualmente las lámparas LED pueden emitir intensidad de luz similar o mayor a las lámparas halógenas, con resultados similares en la polimerización de resinas compuestas. Como resultado la emisión de calor de las lámparas sea halógena o LED sigue siendo una preocupación en relación a la vitalidad pulpar.

Independientemente del tipo de fuente utilizada cuanto más alta es la intensidad de luz más rápida será la polimerización y mayor el estrés generado en la interfaz diente restauración por la contracción de polimerización de la resina compuesta. Esta contracción es inerte a las

resinas compuestas por lo que diversos cuidados se deben adoptar para conseguir un alto porcentaje de conversión de monómeros a polímeros coligados a bajos valores de contracción de polimerización. De esta manera, se deben colocar pequeños incrementos oblicuos de máximo 2mm asociado a intensidad de luz progresiva o por pasos donde la intensidad de luz inicial es baja ( $0-100 \text{ nW/cm}^2$ ) lo que permite una liberación del estrés para luego completar la polimerización con una intensidad de luz mayor o igual a  $400 \text{ nW/cm}^2$

Otros tipos de emisión son incorporados a las fuentes de luz, la más común es la emisión uniforme continua donde la luz que se emite esta en torno de los  $400 \text{ nW/cm}^2$  a  $800 \text{ nW/cm}^2$ . También existen la emisión uniforme continua de alta intensidad donde la intensidad de luz emitida esta entre  $1000 \text{ nW/cm}^2$  y  $1400 \text{ nW/cm}^2$ , este tipo de emisión de luz requiere de menor tiempo de polimerización pero genera mayores valores de contracción de polimerización. La emisión de luz en rampa presenta una emisión de luz inicial entre  $0 \text{ nW/cm}^2$  y  $100 \text{ nW/cm}^2$  la que se va incrementando paulatinamente hasta llegar a la intensidad final en la cual la lámpara haya sido diseñada. En todos estos casos la emisión de luz es constante, existen tipos de emisión de luz donde la emisión es discontinua como la pulsátil o por pulsos retardados las cuales presentan otras aplicaciones clínicas.

Teniendo estas consideraciones debemos tener en cuenta que la pulpa dental es un tejido altamente vascularizado y su vitalidad puede ser

comprometida durante la preparación cavitaria y durante los procedimientos restauradores que involucran o no el uso de fuentes de luz. Estos procedimientos ocasionan incrementos de temperatura a nivel del piso pulpar que es transmitidos a través del esmalte y dentina, causando daño pulpar.

El incremento de temperatura puede ser causado por instrumentos rotatorios utilizados durante la preparación dental, instrumentación ultrasónica, tratamiento con láser, decementación electrotérmica de brackets cerámicos, procedimientos asociados a fuentes de luz, materiales temporales como el acrílico para coronas y puentes o materiales dentales.

La activación de la polimerización de materiales restauradores como la resina compuesta mediante fuentes de luz contribuyen al aumento de la temperatura y el tipo de fuente de luz puede contribuir directamente a este incremento.

La transferencia térmica hacia el tejido pulpar puede variar por muchos factores entre ellos se encuentra el color del material utilizado, grosor, composición, porosidad y grosor de la dentina residual. Otros factores relacionados a la fuente de luz como el tipo de fuente, calidad de filtros, intensidad de luz y tiempo de irradiación también intervienen en este incremento.

Por lo general, la conjunción de muchos factores son los que desencadenan efectos nocivos, por ejemplo, durante la activación de la

polimerización de una resina compuesta existe incremento de temperatura asociado a la reacción exotérmica de la polimerización el material y al calor generado por las lámparas de fotoactivación, incrementando por el tiempo de irradiación e incrementos pequeños del material.

Una de las lámparas de fotoactivación utilizadas para fotoactivar materiales a base de resina es la lámpara halógena, sin embargo una desventaja de ésta es la generación de calor. Este tipo de fuente de luz funciona cuando una corriente eléctrica atraviesa un fino filamento de tungsteno. El filamento funciona como una resistencia que se calienta por la corriente eléctrica produciendo una radiación electromagnética en la forma de luz visible. Cuando el filamento alcanza temperaturas de 100°C libera calor y energía en la forma de radiación infrarroja. El aumento de temperatura hasta 2000 o 3000°C genera un aumento de luz visible. No es posible generar exclusivamente luz azul con esta tecnología por lo que longitudes de onda no deseada deben ser filtradas y el calor también debe ser con la incorporación de filtros de calor y ventiladores.

A diferencia de este tipo de fuente de luz las lámparas de diodos emisores de luz (LEDs) producen luz con efectos mecánico-cuánticos. El diodo es un dispositivo electrónico que sirve para controlar el flujo de corriente eléctrica. Son contruidos con materiales semiconductores (silicio, germanio, arseniato de galio, etc) con capacidad de generar una radiación electromagnética entre luz visible e infrarrojo. Lo que produce

una luz en una longitud de onda específica. La energía liberada es disipada en forma de luz, esta luz es visible externamente.

Las ventajas de este tipo de diodo son variadas como presentar bajo consumo de energía, alta resistencia a las vibraciones y gran durabilidad.

En función de la constante búsqueda de lámparas eficientes y prácticas en diversas situaciones clínicas y que no presenten ningún efecto deletéreo a los tejidos subyacentes, este trabajo pretende determinar la emisión térmica de diversas fuentes de luz comercializadas en el mercado peruano.

Con la finalidad de obtener restauraciones óptimas con un adecuado grado de conversión de polimerización se han comercializado diferentes tipos de fuentes de luz que activan los materiales basados en resinas compuestas. Una de las desventajas de las lámparas halógenas es la liberación de calor del equipo lo que genera un riesgo para la vitalidad pulpar. Con la finalidad de optimizar la polimerización de las resinas compuestas, generar menor liberación de calor de las lámparas, simplificar el mantenimiento de los equipos y aumentar su tiempo de vida, se desarrollaron las lámparas LED las cuales fueron comercializadas como equipos que no generan calor durante la fotoactivación. Paralelamente a esto, la intensidad de luz de los equipos, halógena o LED, se incrementó para disminuir el tiempo de trabajo clínico. Sin embargo, es importante conocer y asegurar que cuando se realiza un procedimiento clínico este sea seguro para el paciente. Siendo que la

intensidad de luz está directamente relacionado con el calor liberado por los equipos y que estos cada vez son comercializados con mayor intensidad de luz, ¿será que la emisión térmica de las lámparas de fotoactivación emite calor en un rango seguro para los pacientes?

Los resultados de este trabajo ayudarán al tratamiento clínico ya que se conocerá los valores de calor que se genera por las lámparas comercializadas en el mercado, lo cual orientará a los odontólogos en la decisión de adquirir un lámpara y el uso con los diferentes materiales.

**LA AUTORA.**

## **CAPITULO I**

### **MATERIAL Y METODOS**

#### **1.1. TIPO DE INVESTIGACIÓN:**

- **POR SU FINALIDAD:**  
Investigación Pura o Fundamental.
- **POR EL TIEMPO:**  
Longitudinal
- **POR EL ESPACIO:**  
Prospectivo
- **POR LA FUENTE DE INFORMACIÓN:**  
Investigación con información primaria. (IN SITU)
- **POR EL ENFOQUE:**  
Investigación multidisciplinaria.

LA INVESTIGACIÓN ES PURA, LONGITUDINAL, PROSPECTIVA, CORRELACIONAL COMPARATIVA CON INFORMACIÓN PRIMARIA, MULTIDISCIPLINARIA.

## **1.2. METODO**

El método de investigación realizado para este estudio es el MÉTODO CIENTÍFICO de carácter hipotético, deductivo, analítico e inductivo.

## **1.3. DISEÑO:**

Según R.H Sampieri el diseño es EXPERIMENTAL, IN VITRO, COMPARATIVO.

## **1.4. POBLACIÓN Y MUESTRA**

### **1.4.1. POBLACION:**

Estuvo conformada por las lámparas de fotoactivación con diferentes tipos de activación, Lima 2015.

### **1.4.2. MUESTRA:**

Se consideró a 3 lámparas de fotoactivación en sus diferentes modos de activación conformado 8 grupos experimentales las cuales fueron utilizadas siguiendo dos tipos de activación: la activación simple y la activación triple. Para cada tipo de activación se realizó 5 mediciones de emisión térmica de las diferentes fuentes de luz cada 5 s.

## **1.5. TECNICAS E INSTRUMENTOS DE RECOLECCION DE DATOS:**

Cuando se realizan trabajos de investigación se utilizan una variedad de métodos a fin de recopilar los datos sobre una situación existente, entrando en contacto con las unidades de análisis para así obtener información de primera mano, para tal fin utilizaremos técnicas e instrumentos individualizados. Cada uno tiene ventajas y desventajas y varían de acuerdo con cuatro dimensiones importantes: estructura, confiabilidad, injerencia y objetividad.

### **1.5.1. INSTRUMENTO:**

Para poder obtener la información necesaria que permitirá contrastar la hipótesis se utilizarán los siguientes instrumentos:

- **FICHA DATOS:** Instrumento donde se consignó los resultados y datos de los ensayos que se realizó en el Laboratorio de Energía de la Facultad de Ingeniería.

**1.5.2. TÉCNICA:** En el presente trabajo de investigación, se utilizaron técnicas adecuadas a nuestro problema de investigación, las técnicas utilizadas fueron:

- **OBSERVACIÓN:** Está técnica nos permitió observar los resultados de los ensayos de los dispositivos y resultados de las lámparas y accesorios.

## **1.6. PROCEDIMIENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS:**

Para la toma y recolección de la muestra se siguió los siguientes pasos:

1<sub>ro</sub> Se realizó la emisión de la temperatura de las fuentes de activación. Para ejecutar el ensayo se necesitó construir un dispositivo que permitió mantener las lámparas y accesorios fijos y evitar la variación de temperatura por el movimiento de los operadores al tratar de mantener todo en posición.

2<sub>do</sub> Se procedió a registrar la temperatura utilizando una termocupla tipo K conectada a un termómetro digital, fijados tanto la lámpara como el termocupla a una base, para ubicar la guía de luz en una determinada posición y posicionar a la termocupla con respecto a la guía de luz.

3<sub>ro</sub> La medición de la emisión térmica se realizó con el termocupla en contacto directo con la guía de luz de las lámparas, conectados a un ordenador donde se registraron los datos mediante el programa Multitrend Plus 5.

4<sub>to</sub> se realizaron la activación siendo dos para reproducir situaciones clínicas. A) activación simple, donde la lámpara permaneció encendida durante 40s. el registro de temperatura se realizó 40s en que la lámpara estuvo encendida y los 50s siguientes. En total se registraron 90s. B) activación triple, donde se activo la lámpara durante 40s por 3 veces consecutivas con intervalos de 5s entre

ellas. Al final de la última activación el registro de la temperatura continúa durante los próximos 50s completando un total de 180s

5<sub>to</sub> La temperatura se registro cada 5s para casos en la ficha de datos. Siendo controladas todas las medidas con un cronómetro digital. Por cada grupo la activación de las lámparas se realizó 5 veces para obtener 5 lecturas por cada tiempo y por cada lámpara.

6<sub>to</sub> Para el registro de la temperatura ambiental se utilizó un segundo termocupla, registrando simultáneamente la emisión de temperatura de las fuentes de luz y la temperatura ambiental.

**1.7. PRUEBA DE HIPÓTESIS:** Luego de haber aplicado las técnicas y los instrumentos necesarios para la recolección de datos se procedió a la revisión exhaustiva de los mismos a fin de evitar errores u omisiones en el registro: basándose en los conceptos de niveles de medición o escalas de medición en la construcción de los mencionados instrumentos de recolección de datos y a partir de la operacionalización de las variables se procedió a la selección de la paquete estadístico SPSS versión 18. Se realizó el análisis e normalidad para verificar la distribución normal de los datos. Luego se aplico el test de ANOVA para determinar si existe diferencia significativa entre los grupos evaluados para la modalidad de activación. Utilizándose al final la prueba de tukey para determinar las diferencias entre los grupos estudiados.

**1.8. ANÁLISIS ESTADÍSTICO:** Para poder realizar la descripción y el análisis minucioso de nuestros datos se elaboro cuadros de relación entre variables (cuadros de doble entrada), esto a partir de la matriz de consistencia y cuadro de operacionalización de variables. El recuento de los datos se desarrolló mediante el sistema de paloteo para convertirlos posteriormente en datos numéricos y porcentuales.

Para mejor entendimiento de las frecuencias y porcentajes se elaboraron diagrama de barras esto a fin de poder realizar comparaciones entre variables estudiadas.

El análisis se baso en los resultados obtenidos a partir de las pruebas estadísticas, esto permitió aplicar lo que la estadística inferencial menciona, es decir concluir a partir de la muestra lo que la población estaría efecto.

Para efectos de la discusión se contrasto los conocimientos del marco teórico y de los antecedentes de los resultados obtenidos.

## CAPITULO II

### RESULTADOS

#### CUADRO N° 01

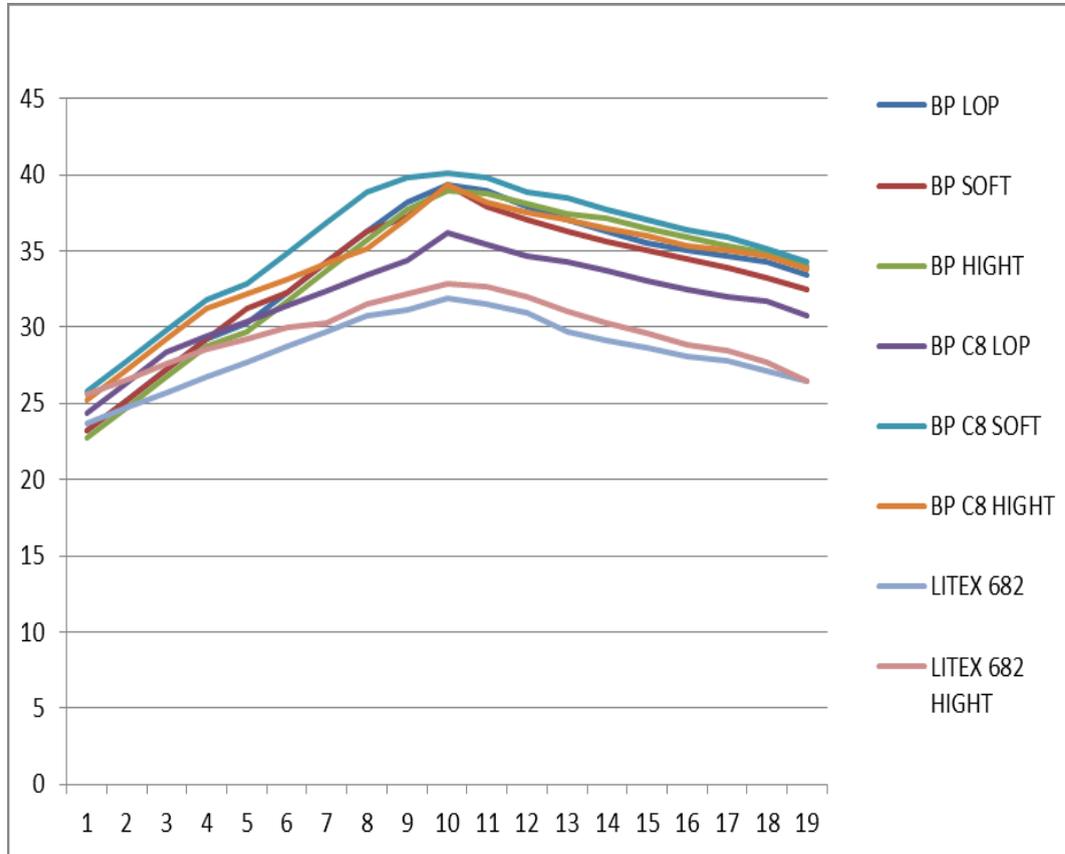
#### DISTRIBUCIÓN SOBRE EL INCREMENTO DE LA TEMPERATURA DE LAS LÁMPARAS EVALUADAS PARA LA ACTIVACIÓN SIMPLE.

LÁMPARAS	TEMPERATURA AMBIENTE	TEMPERATURA MÁXIMA	TIEMPO s	DF	D.E.
BP LOP	23.24 °C	39.31 °C	40	16.07 °C	0.13
BP SOFT	23.24 °C	39.35 °C	40	16.12 °C	0.16
BP HIGHT	22.73 °C	39.00 °C	40	16.27 °C	0.11
BP C8 LOP	24.39 °C	36.22 °C	40	16.83 °C	1.77
BP C8 SOFT	25.82 °C	40.07 °C	40	14.24 °C	0.24
BP C8 HIGHT	25.18 °C	39.37 °C	40	14.19 °C	0.17
LITEX 682	23.71 °C	31.86 °C	45	8.15 °C	0.14
LITEX 682 HIGHT	25.56 °C	32.86 °C	45-50	7.30 °C	0.33

**D.F:** Diferencia de temperatura

**D.E:** Desviación estándar.

**GRAFICO Nº 1**



DISTRIBUCIÓN DE LA EMISIÓN TÉRMICA DE LAS LÁMPARAS UTILIZADAS PARA EL MODO SIMPLE.

**CUADRO N° 02**

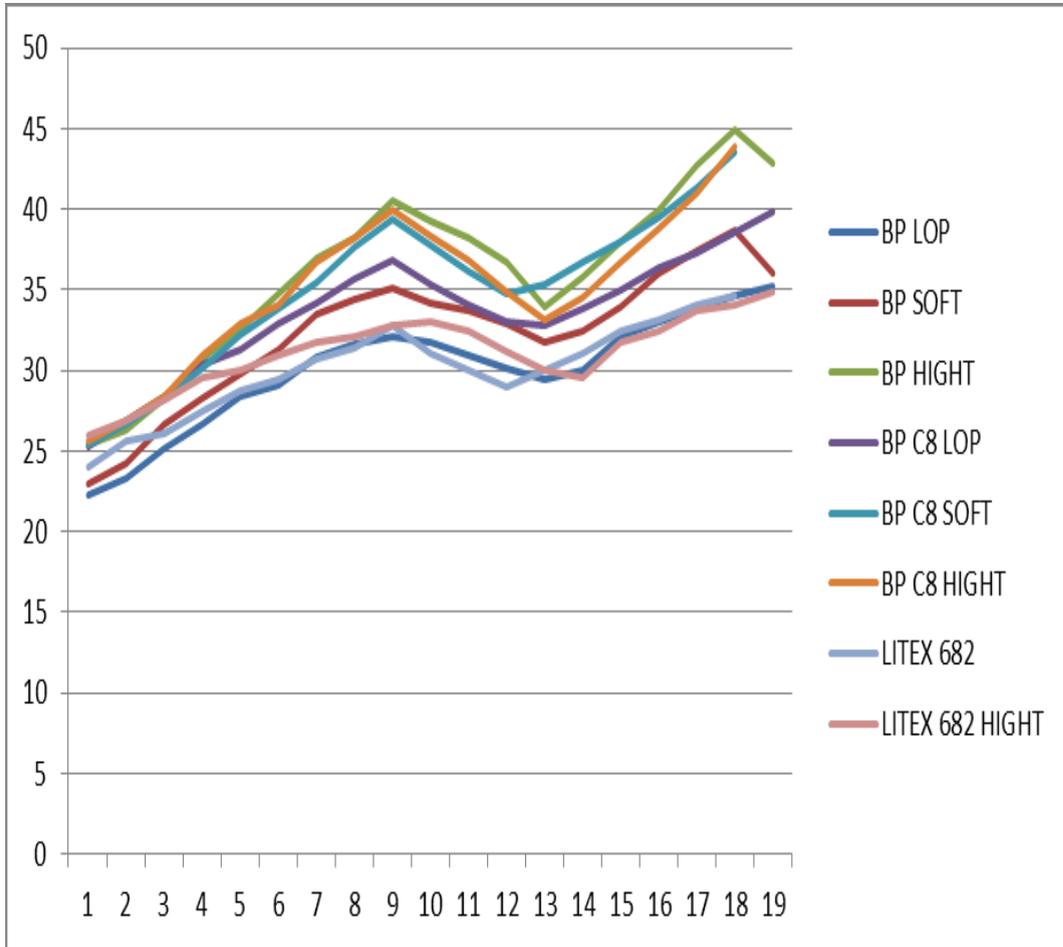
**INCREMENTO DE LA TEMPERATURA DE LAS LÁMPARAS EVALUADAS PARA LA ACTIVACIÓN TRIPLE.**

LÁMPARAS	TEMPERATURA AMBIENTE	PICO 1	TIEMPO 1 s	PICO 2	TIEMPO 2 s	PICO 3 T° MÁXIMA	TIEMPO s	DF	D.E.
BP LOP	22.88 °C	32.06 °C	40	35.21 °C	90	36.66 °C	135	14.39 °C	0.49
BP SOFT	22.94 °C	35.14 °C	40	38.66 °C	85	40.24 °C	130	17.38 °C	0.19
BP HIGHT	25.44 °C	40.51 °C	40	44.96 °C	85	47.19 °C	135	21.75 °C	0.90
BP C8 LOP	25.27 °C	36.79 °C	40	39.79 °C	90	41.31 °C	135	16.07 °C	0.13
BP C8 SOFT	25.37 °C	39.38 °C	40	43.49 °C	85	45.28 °C	135	19.98 °C	0.25
BP C8 HIGHT	25.67 °C	39.94 °C	40	43.88 °C	85	46.03 °C	135	20.37 °C	0.21
LITEX 682	24.01 °C	32.85 °C	40	34.70 °C	85	35.39 °C	130	11.51 °C	0.22
LITEX 682 HIGHT	25.95 °C	33.04 °C	45	34.83 °C	90	35.96 °C	145	10.05 °C	0.13

**D.F:** Diferencia de temperatura

**D.E:** Desviación estándar.

**GRAFICO Nº 2**



DISTRIBUCIÓN DE LA EMISIÓN TÉRMICA DE LAS LÁMPARAS UTILIZADAS PARA EL MODO TRIPLE.

### CUADRO N° 03

#### COMPARACIÓN DE MEDIAS DEL INCREMENTO DE TEMPERATURA DE LAS LÁMPARAS EVALUADAS PARA LA ACTIVACIÓN SIMPLE.

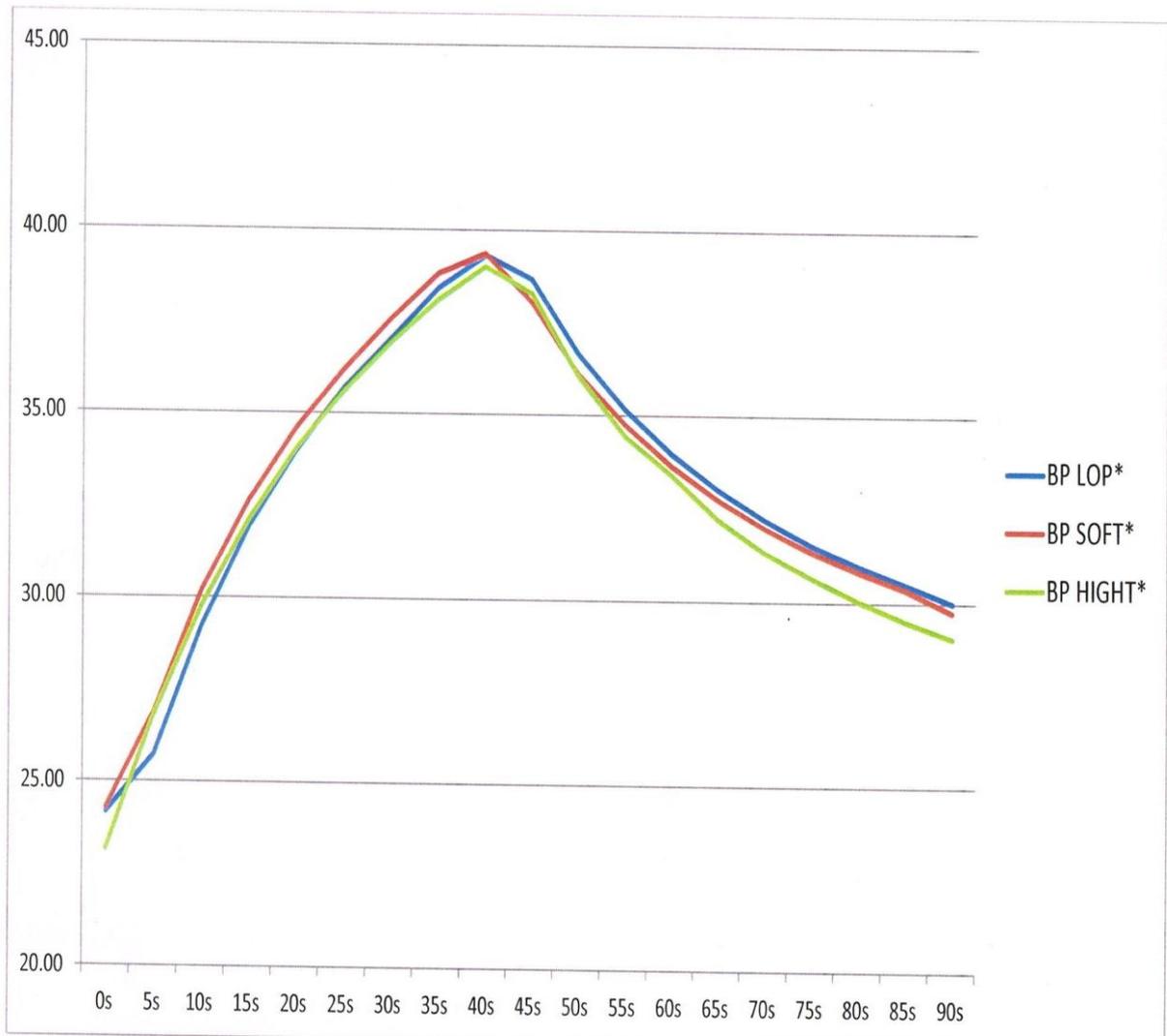
LÁMPARAS	TEMPERATURA AMBIENTE	TEMPERATURA MÁXIMA	TIEMPO s	DF	Sig.
BP LOP	23.24 °C	39.31 °C	40	16.07 °C	a
BP SOFT	23.24 °C	39.35 °C	40	16.12 °C	a
BP HIGHT	22.73 °C	39.00 °C	40	16.27 °C	a
BP C8 LOP	24.39 °C	36.22 °C	40	16.83 °C	c
BP C8 SOFT	25.82 °C	40.07 °C	40	14.24 °C	b
BP C8 HIGHT	25.18 °C	39.37 °C	40	14.19 °C	b
LITEX 682	23.71 °C	31.86 °C	45	8.15 °C	d
LITEX 682 HIGHT	25.56 °C	32.86 °C	45-50	7.30 °C	d

**Prueba de estadística: ANOVA/TUKEY**

**Letras Iguales: No existe diferencia significativa entre los grupos**

**Letras diferentes: Existe diferencia significativa entre los grupos**

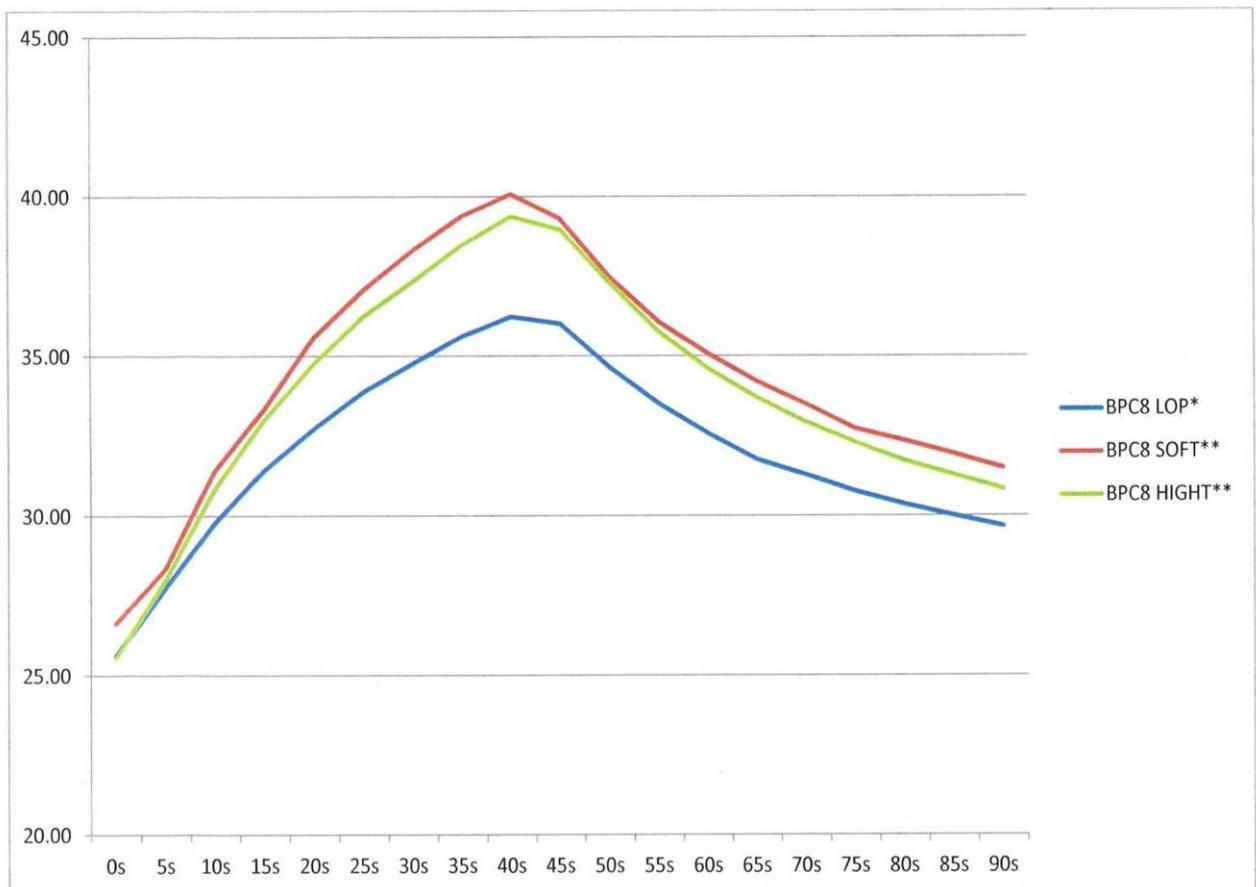
**GRAFICO 3**  
**DISTRIBUCION Y COMPARACIÓN DE LA EMISION TÉRMICA DE LA**  
**LÁMPARA BluePhase (Ivoclar Vivadent) LOP, SOFT, y HIGHT PARA**  
**LA ACTIVACIÓN SIMPLE**



No existen diferencias significativas entre los valores emitidos por las lámparas.

#### GRAFICO 4

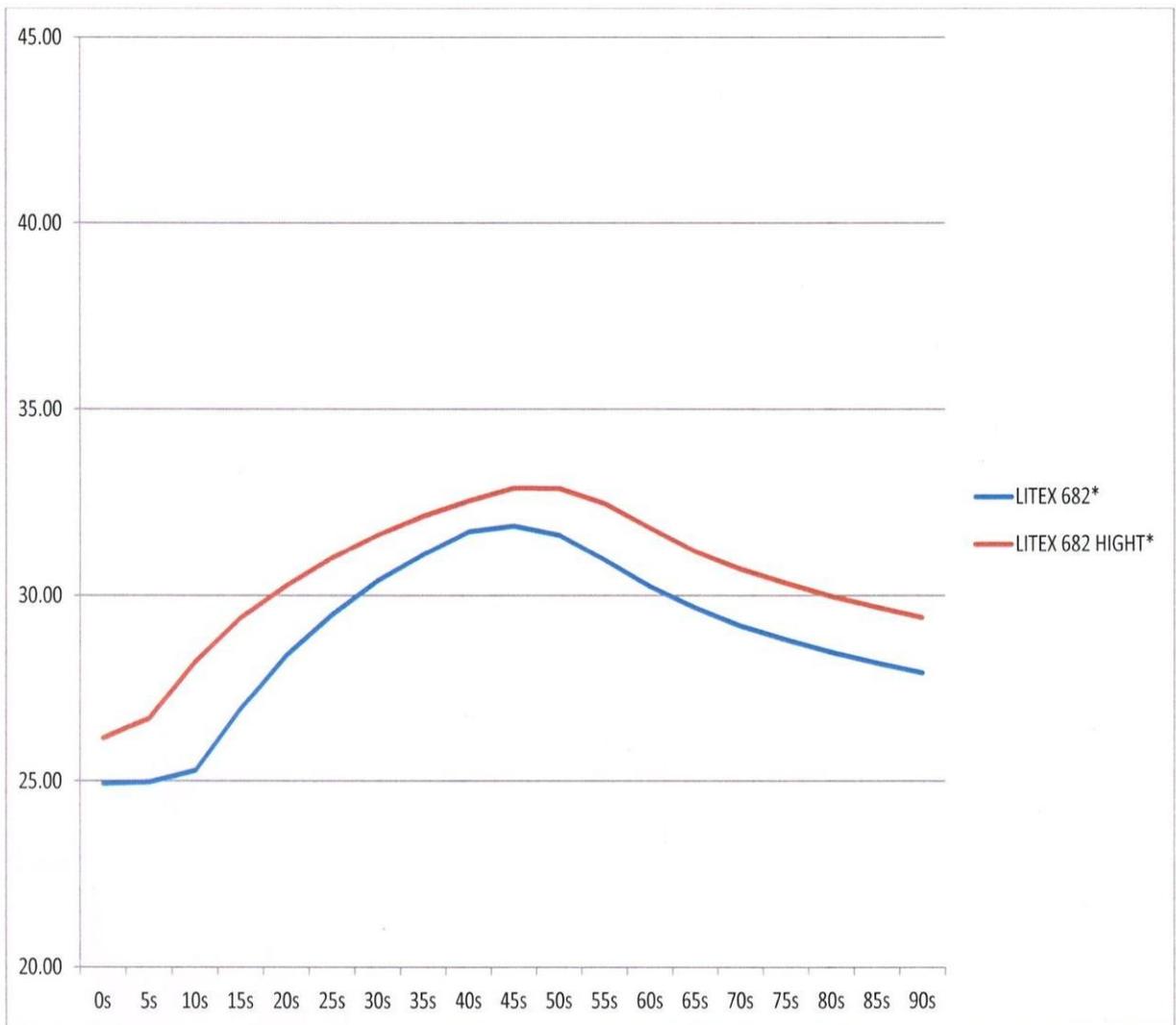
### DISTRIBUCION Y COMPARACIÓN DE LA EMISION TÉRMICA DE LA LÁMPARA BluePhase C8 (Ivoclar Vivadent) LOP, SOFT, y HIGHT PARA LA ACTIVACIÓN SIMPLE



Símbolos diferentes indica que existe diferentes significativas entre los valores emitidos por las lámparas

### GRAFICO 5

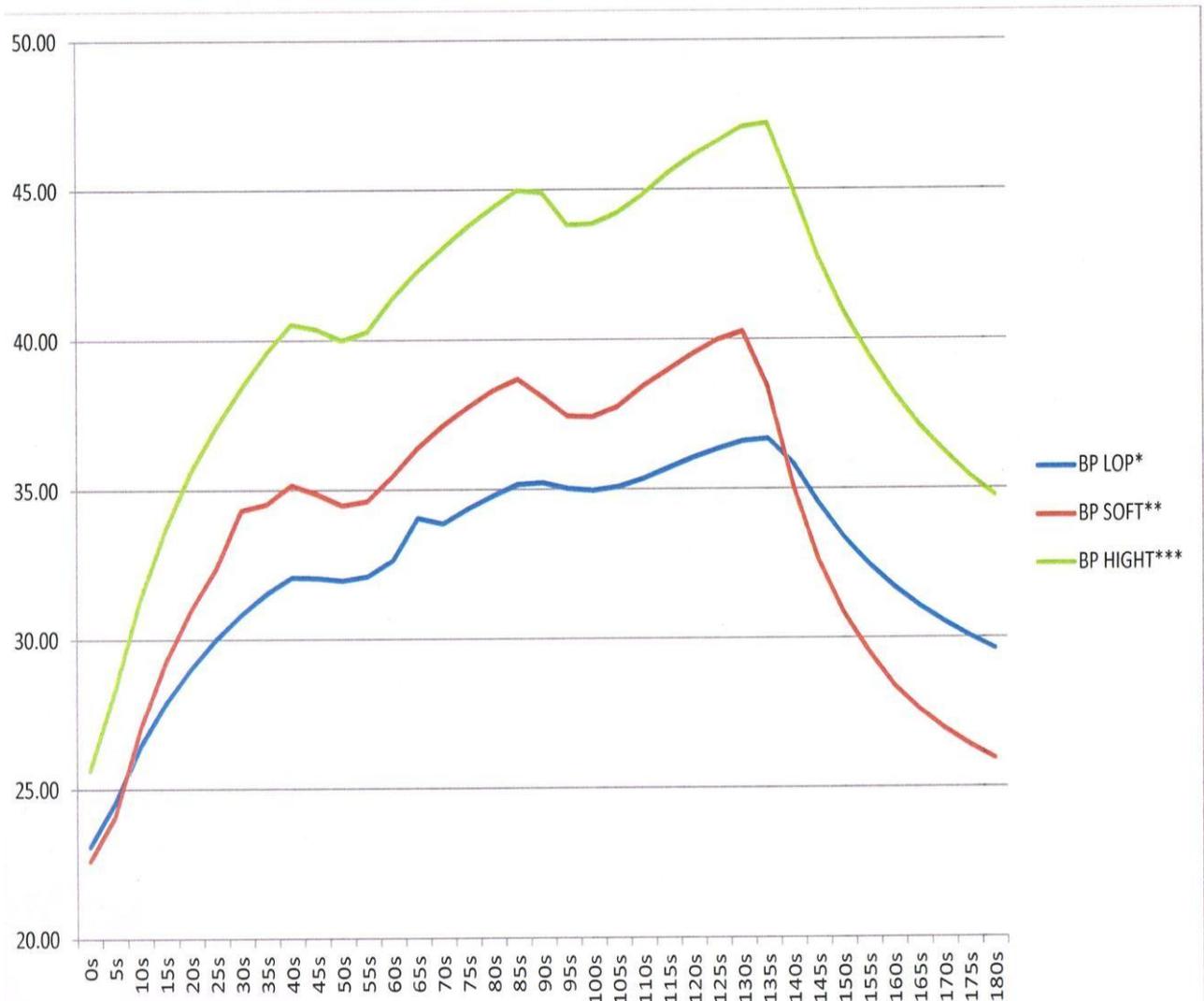
#### DISTRIBUCION Y COMPARACIÓN DE LA EMISION TÉRMICA DE LA LÁMPARA LITEX 682 (Dentamerica) EN SU MODO CONVENCIONAL Y HIGHT PARA LA ACTIVACIÓN SIMPLE



No existen diferencias significativas entre los valores emitidos por las lámparas

## GRAFICO 6

### DISTRIBUCION Y COMPARACIÓN DE LA EMISION TÉRMICA DE LA LÁMPARA Blue Phase (Ivoclar Vivadent) LOP, SOFT y HIGT PARA LA ACTIVACIÓN TRIPLE



Símbolos diferentes indica que existen diferencias significativas entre los valores emitidos por las lámparas.

#### CUADRO N° 04

### COMPARACIÓN DE MEDIAS DEL INCREMENTO DE TEMPERATURA DE LAS LÁMPARAS EVALUADAS PARA LA ACTIVACIÓN TRIPLE.

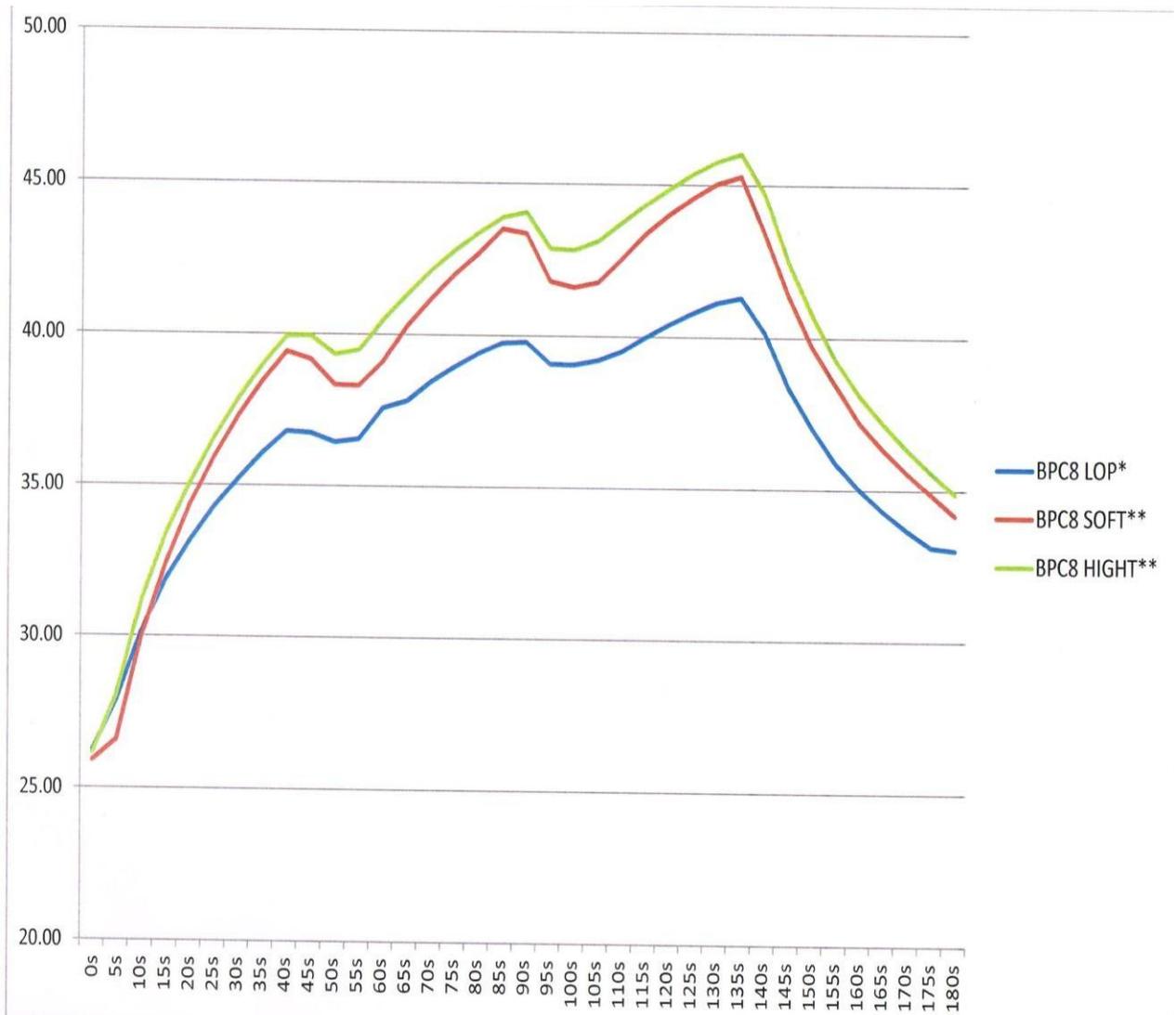
LÁMPARAS	TEMPERATURA AMBIENTE	TEMPERATURA MÁXIMA	TIEMPO s	DF	Sig.
BP LOP	22.28 °C	36.66 °C	135	14.39 °C	e
BP SOFT	22.94 °C	40.24 °C	130	17.38 °C	c
BP HIGHT	25.44 °C	47.19 °C	135	21.75 °C	a
BP C8 LOP	25.27 °C	41.31 °C	135	16.07 °C	d
BP C8 SOFT	25.37 °C	45.28 °C	135	19.98 °C	b
BP C8 HIGHT	25.67 °C	46.03 °C	135	20.37 °C	b
LITEX 682	24.01 °C	35.39 °C	130	11.51 °C	f
LITEX 682 HIGHT	25.95 °C	35.96 °C	145	10.05 °C	e

**Prueba de estadística: ANOVA/TUKEY**

**Letras iguales: No existe diferencia significativa entre los grupos**

**Letras diferentes: Existe diferencia significativa entre los grupos**

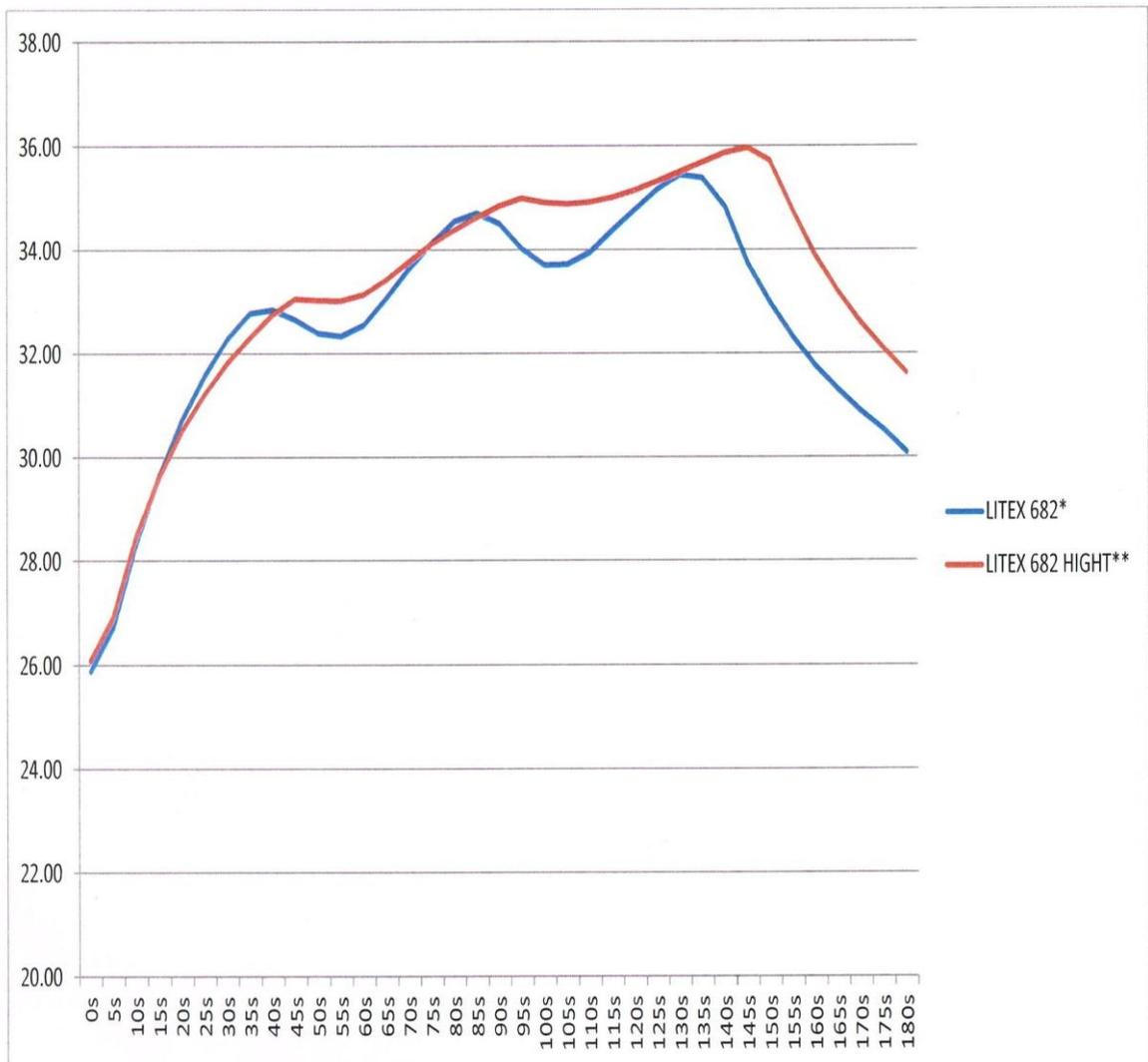
**GRAFICO 7**  
**DISTRIBUCION Y COMPARACIÓN DE LA EMISION TÉRMICA DE LA**  
**LÁMPARA Blue Phase C8 (Ivoclar Vivadent) LOP, SOFT y HIGT PARA**  
**LA ACTIVACIÓN TRIPLE**



Símbolos diferentes indica que existe diferencias significativas entre los valores emitidos por las lámparas.

## GRAFICO 8

### DISTRIBUCION Y COMPARACIÓN DE LA EMISION TÉRMICA DE LA LÁMPARA Litex 682 (Dentamerica) EN EL MODO CONVENCIONAL Y high PARA LA ACTIVACIÓN TRIPLE



No existe diferencias significativas entre los valores emitidos por las lámparas.

## RESULTADOS

Los valores promedio de la emisión térmica de las lámparas evaluadas para la activación simple se muestran en el cuadro No 0. La máxima emisión de temperatura de la lámpara Bluephase (Ivoclar Vivadent) fue de 39.31°C, 39.35°C y 39°C para las modalidades LOP, SOFT Y HIGHT respectivamente, dichos valores se presentaron a los 40s de emisión. En el caso de la lámpara Bluephase C8 (Ivoclar Vivadent) la máxima emisión de temperatura fue de 36.22°C, 40.07°C y 39.37°C para las modalidades LOP, SOFT Y HIGHT, respectivamente a los 40s de emisión. La lámpara Litex 682 (Dentamerica) emitió 31.86°C como máxima emisión de temperatura a los 45s en la modalidad convencional y 32.86°C entre los 45s y 50s para la modalidad Hight.

Para la modalidad triple la máxima emisión de temperatura de la lámpara Bluephase (Ivoclar Vivadent) fue de 36.66°C, 40.24°C y 47.19°C para las modalidades Lop, Soft y Hight respectivamente, dichos valores se presentaron a los 135s, 130s y 135 s de emisión en la tercera activación de la lámpara (Cuadro no 02). N el caso de la lámpara Bluephase C8 (Ivoclar Vivadent) fue de 41.31°C, 45.28°C y 46.03°C para las modalidades Lop, Soft y Hight respectivamente a los 135s de emisión que corresponde con la tercera activación de la lámpara. La lámpara Litex 682 (Dentamerica) emitió 35.44°C como máxima emisión de temperatura a los 135s en la modalidad convencional y 35.96°C a los 145s para la modalidad HIGHT.

La distribución de la emisión térmica de las lámparas evaluadas para la modalidad simple se muestra en el gráfico 1, donde se puede apreciar que la temperatura aumenta mientras la lámpara se mantiene encendida e inmediatamente después de apagarla, el valor de la temperatura desciende. Similar situación se aprecia para la modalidad triple en el gráfico 2 donde se pueden observar 3 picos de elevación de temperatura lo que le corresponde al máximo tiempo en que la lámpara permanece encendida.

Los valores de la diferencia de temperatura fueron evaluadas mediante la prueba de Shapiro Will para determinar la normalidad de los datos obtenidos por lo que se aplicó el análisis de ANOVA donde se encontró diferencia significativa entre los grupos ( $p < 0,05$ ).

Los gráficos 3, 4, y 5 muestran la distribución de temperatura de las diferentes lámparas en la modalidad simple. En el gráfico 3 se puede visualizar que no existe diferencia significativa en el incremento de temperatura de las diferentes modalidades de la lámpara LED Bluephase (Ivoclar Vivadent). En el gráfico 4 se muestra la distribución del incremento de temperaturas de la lámpara Bluephase C8 (Ivoclar Vivadent) donde se puede apreciar que no existe diferencia significativa en los diferentes modos de activación. En el gráfico 5 se observa el incremento de temperatura de la lámpara Litex 682 (Dentamerica) donde no se encuentra diferencias significativas entre los diferentes modos de activación.

Los gráficos 6, 7, y 8 muestran la distribución de temperaturas de las lámparas Bluephase (Ivoclar Vivadent), Bluephase C8 (Ivoclar Vivadent) y litex 682 (Dentamerica) respectivamente para la modalidad triple. Para la lámpara Bluephase/Ivoclar Vivadent (gráfico 6) se encontró que el modo HIGHT presentó significativamente mayor incremento de temperatura que el modo SOFT ( $p < 0.05$ ). para la lámpara Bluephase C8 (Ivoclar Vivadent) el modo LOP produjo significativamente menor incremento de temperatura que la modalidad SOFT y HIGHT ( $p < 0.05$ ) como se observa en el gráfico 8. En el caso de la lámpara Litex 682 (Dentamerica) se puede observar que el modo HIGHT produce mayor emisión térmica que el modo convencional ( $p < 0,05$ ).

El test de Tukey mostró para la modalidad simple que las diferencias de temperaturas de ambas lámparas Bluephase y Bluephase C8, independientemente de los métodos de activación, presentaron los mayores incrementos de temperatura comparados con las lámparas Litexx 682 ( $p < 0,05$ ) como se observa en el cuadro 3.

Para la modalidad triple las lámparas Bluephase Hight y Bluephase C8 Hight y Soft mostraron los mayores incrementos de temperatura. Los menores incrementos de temperatura se observaron para la lámpara Litex 682 (cuadro 4).

## **CAPITULO III**

### **DISCUSIÓN**

El objetivo de este trabajo fue evaluar la emisión térmica de diferentes lámparas de fotoactivación. El uso de dispositivos de fotoactivación son de suma importancia para activar la conversión de monómeros en polímeros lo que conferirá las propiedades deseables en los materiales adhesivos. Para tal fin, se requiere que estas lámparas emitan luz en el espectro de luz visible en un rango promedio entre 400 y 500 nm lo cual excita la alcanforquinona, o cualquier otro fotoiniciador empleado, e induce a la ruptura de las moléculas de peróxido de benzoilo junto con una amina terciaria continuándose con una polimerización por adición por ruptura de dobles enlaces y formación de radicales libres.

Sin embargo, cuando se decide utilizar una lámpara de fotoactivación no solo se debe considerar que el grado de conversión del material sea óptimo, sino también la seguridad del tejido pulpar.

La intensidad de luz de las lámparas de fotoactivación influye directamente en el grado de conversión de las resinas compuestas y en el aumento de temperatura pulpar, es decir que a mayor intensidad de luz mayor será el grado de conversión de monómeros a polímeros pero al mismo tiempo mayor será el incremento de temperatura en la estructura dental.

En el presente estudio se encontró que todas las lámparas evaluadas produjeron un aumento de temperatura, la lámpara halógena fue la que generó menor emisión de temperatura algunos autores han reportado que las lámparas LEDs tienen como ventaja la menor emisión de calor como lo reportado por Yap y Soh (2003), Nomoto y col. (2004) y Guiraldo y col. (2008) quienes encontraron que las lámparas LED emiten significativamente menos calor que las lámparas halógenas. Por ese motivo estas lámparas se conocieron como lámparas de luz fría. Estos datos se deben al tipo de lámparas utilizadas y se caracterizan por emitir baja intensidad de luz, lo que justificaría los resultados.

Guiraldo y col. (2008) evaluaron el efecto de diferentes métodos de fotoactivación en las variaciones térmicas durante la fotoactivación de diferentes resinas compuestas (Filtek Z250, Esthet X y Filtek Supreme) con espesores de dentina remanente de 0.5 y 1 mm. Utilizaron una

lámpara halógena XL2500/3M ESPE ( $12\text{J}/\text{cm}^2$ ), UltraLume 5/Ultradent ( $14\text{J}/\text{cm}^2$ ) y Apolo 95E/Dental medical ( $14\text{ J}/\text{cm}^2$ ). Los autores encontraron una menor elevación de temperatura por la lámpara halógena lo que está relacionado directamente a la menor densidad de energía emitida por esta lámpara debido a la menor intensidad de luz.

Los valores máximos de temperatura encontrados en el presente trabajo coinciden con los valores de temperatura encontrados por Godoy (2008) quien halló que la lámpara que produjo el mayor valor de temperatura fue con la lámpara Bluephase (Ivoclar Vivadent) y Bluephase C8 (Ivoclar Vivadent); para la lámpara Litex 682 en ambas modalidades la mayor emisión de temperatura se presentó a los 45s y en la FreLight 2 (3M ESPE) la mayor emisión térmica se presentó a los 25s. en el caso de esta última la lámpara se apagó a los 20s sin embargo, la temperatura se elevó por 5s más.

La mayor emisión térmica guarda una relación con el tiempo en que la lámpara permanece encendida, coincidiendo con el momento en que la lámpara se apaga. Esto muestra que el apagado de algunas lámparas no coincide con el tiempo de 40s lo que puede conducir un mayor tiempo de actividad clínica o mayor emisión térmica innecesaria. Las empresas que fabrican estos tipos de equipos deberían tener los cuidados necesarios al momento de la calibración para tener equipos más exactos y evitar la sobreexposición; por otro lado, los dentistas deberían conocer estas situaciones para evaluar los equipos al momento de adquirirlos.

En todos los casos el incremento de temperatura osciló entre 7.30°C y 16.27°C con respecto a la temperatura ambiente, ningún caso superó la temperatura de 5.6°C por encima de la temperatura corporal, valor que se toma como indicador ya que Zach y Cohen reportaron que por encima de esta temperatura se puede producir daños irreversibles a la pulpa.

Kwon y col (20139, sostienen que la velocidad y duración del estímulo térmico así como la extensión del incremento de temperatura juegan un papel importante en el daño pulpar y un incremento gradual de la temperatura puede aumentar el umbral crítico a un valor por encima de 5.6°C.

La tendencia actual en la fabricación de lámparas, específicamente LEDs, es que presenten intensidad de luz superior a 1000 mW/cm<sup>2</sup>; estas son conocidas como high-power LED o lámparas de alta intensidad de luz y se fabrican con la finalidad de aumentar el grado de conversión de polimerización y disminuir el tiempo de activación. Estas lámparas son tan efectivas como las lámparas halógenas con la ventaja que se puede reducir hasta un 50% en el tiempo de activación como lo demostró por Shortal y Harrington (1998) y Yap y Soh (2003). Sin embargo, algunos autores resaltaron que el incremento en la intensidad de luz para compensar la reducción del tiempo de exposición es limitada.

En el presente estudio se puede observar que después de múltiples activaciones y consecutivas existe una tendencia a la mayor acumulación de calor. La mayor elevación de temperatura encontrada para las

lámparas Bluephase fue de 32.6°C, 40.24°C y 47.07°C (modalidad LOP, SOFT Y HIGHT). En el caso de la lámpara Bluephase C8 las temperaturas oscilaron entre 41.31°C, 45.28°C y 46.03°C (modalidad LOP, SOFT Y HIGHT). Estos valores fueron superiores a los valores obtenidos cuando se utilizó la modalidad simple evidenciando que la temperatura emitida por una fuente a tiempo mayor a 50s para recuperar la temperatura inicial y existe una energía residual que se acumula produciendo mayor elevación de la temperatura.

Cuando se habla del incremento de temperatura se relaciona directamente al daño pulpar que se puede producir pero debemos considerar que esto no está limitado a este tejido. Los daños producidos por un incremento de temperatura pueden extenderse a los tejidos de soporte del diente: cemento, ligamento periodontal y hueso alveolar. Estos últimos pueden afectarse, 19°C puede producir necrosis alveolar. Cuando existe un incremento de temperatura del ligamento periodontal de 6°C existe desnaturalización de proteínas, anquilosis y reabsorción ósea alveolar.

Es importante resaltar que los valores medidos en este estudio no pueden ser aplicados directamente a situaciones in vivo ya que el diseño experimental no contempla la temperatura a nivel pulpar, el efecto refrigerante de la circulación sanguínea en la cámara pulpar y el movimiento de fluido en los túbulos dentinarios. Sin embargo, es importante conocer como las lámparas pueden generar temperaturas

inaceptables para los tejidos vitales si es que estos no son operados correctamente.

Finalmente los odontólogos deben considerar los tiempos ofrecidos por los fabricantes para polimerizar resinas compuestas en los tiempos mínimos y no necesariamente en los tiempos óptimos para una adecuada polimerización.

## **CAPITULO IV**

### **CONCLUSIONES**

Las conclusiones a las que arribamos están en relación con los objetivos e hipótesis planteadas para el estudio y son:

1. Todas las lámparas de polimerización generaron un aumento de temperatura independientemente del tipo de fuente de luz.
2. En la modalidad simple la lámpara halógena Litex 682 en los modos de activación HIGHT y convencional y la lámpara Blue Phase C8 fueron las que produjeron menor elevación temperatura.
3. La lámpara Blue Phase ocasionó la mayor elevación de temperatura, seguido de la lámpara Blue Phase C8 para la modalidad triple.
4. La versión HIGHT de todas las lámparas evaluadas presentan la mayor elevación de temperatura para la modalidad triple.
5. A mayor intensidad de luz de las lámparas mayor incremento de temperatura.

## **CAPITULO V**

### **RECOMENDACIONES**

CON MUCHO RESPETO SUGERIMOS LAS SIGUIENTES RECOMENDACIONES:

1. Publicación del presente trabajo de investigación.
2. Como odontólogos conocer los valores normales, óptimos, mínimos y máximos de tiempo para la fotoactivación de las lámparas de luz halógena.
3. Seguir realizando estudios, a diferentes niveles del mar, porque podría existir una diferencia en la temperatura.

## **REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS**

1. Hussey DL, Biagioni PA, Lamey PJ. Thermographic measurement of temperature change during resin composite polymerization in vivo. J Dent. 1995 Oct; 23(5): 267-71.
2. Hannig M, Bott B. In-vitro pulp chamber temperatura rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. Dent Mater. 1999 Jul; 15(4):275-81.
3. Ozturk B, Ozturk AN, Usumez A, Usumez S, Ozer F. Temperature rise during adhesive and resin composite polymerization with various light curing sources. Oper Dent. 2004 May- Jun; 29(3):325-32.
4. Vandewalle KS, Roberts HW, Tiba A, Charlton DG. Thermal emission and curing efficiency of LED and halogen curing lights. Oper Dent. 2005 Mar-Apr; 30(2):257-64.
5. Uhl A, Volpel A, Sigusch BW. Influence of heat from light curing units and dental composite polymerization of cells in vitro. J Dent. 2006 Apr; 34(4):298-306.
6. Yap AU, Soh MS. Thermal emission by different light-curing units. Oper Dent. 2003 May-Jun; 28(3):260-6.
7. McCabe JF, Carric TE. Output from visible- light activation units and depth of cure of light-activated composites J Dent Res. 1985; 68(11):1534-39.
8. Shortall AC, Harrington E. Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. J Oral Rehabil. 1998 Dec; 25(12):908-13.
9. Lloyd CH, Joshi A, McGlynn E. Temperature rises produced by light sources and composites during curing. Dent Mater. 1986 Aug; 2(4):170-4.
10. Delgado LC. Avaliacao da microdureza superficial de resinas compostas extraclaras fotopolimerizadas por luz halógena e leds. Descricao das características dos aparelhos fotopolimerizadores.[ Tesis para optar el título de magister en Odontologia Integral ]. 2004.130p.

11. Nomoto R, Uchida K, Hirasawa T. Effect of light intensity on polymerization of light-cured composite resins. *Dent Mater J*. 1994 Dec; 13(2): 198-205.
12. Lutz F, Krejci I, Frischknecht A. [Light Polymerization equipment. Equipment types, functional operation, disinfection and technical upkeep] *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 1992; 102(5):564-73.
13. Bennett AW, Watts DC. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. *Dent Mater* 2004 Jan; 20(1):72-9.
14. Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristic M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J Oral Rehabil*. 2001 Jun; 28(6):586-91.
15. Mills RW, Uhl A, Jandt KD. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J*. 2002 Oct 26; 193(8):459-63.
16. Miyazaki M, Hattori T, Ichiishi Y, Kondo M, Onose H, Moore BK. Evaluation of curing units used in private dental offices. *Oper Dent* . 1998 Mar-Apr; 23(2):50-4.
17. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent*. 2002; 14(5):286-95.
18. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J*. 1999 Apr 24; 186(8):388-91.
19. Onisor I, Asmusen E, Krejci I. Temperature rise during photo- polymerization for onlay luting. *Am J Dent* 2011; 24:250-6.
20. Franco EB, Lopes LG. Conceitos atuais na polimerizacao de sistemas restauradores resinosos. *Biodonto*. 2003 jan/mar; 1(2):11-59.
21. Coelho Santos MJM, Reges RV, Adabo GL, Cruz CA, Sobrinho LC, Pasin MP. Novos conceitos relacionados a fotopolimerizacao das resinas compostas. *JBD*. 2002 jan/mar; 1(1):14-21.
22. Loney RW, Price RB. Temperature transmission of high-output light-curing units through dentin. *Oper Dent*. 2001 Sep-Oct; 26(5):516-20.
23. Stewardson D, Shortall A, Harrington E, Lumley P. Thermal changes and cures depths associated with a high intensity light activation unit. *J Dent*. 2004; 32:643-51.

24. Kwon S, Park Y, Jun S, AHN J Lee I, Cho B, Son H, Seo D. Thermal irritation of teeth during dental treatment procedures. *Restor Dent Endod.* 2013 may; 38(3):105-12.
25. Daronch M, Rueggeberg F, Hall G, De Goes M. Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise. *Dent Mater* 2007; 23(10):1283-8.
26. Mousavinasab S, Khoroushi M, Moharreri M. Temperature Rise During primer, Adhesive and Composite Resin Photopolymerization of a Low-Shrinkage Composite Resin under Caries-Like Dentin Lesions. *International Scholarly Research Network(ISRN Dentistry)* 2010 Nov;
27. Nomoto R, McCabe JF, Hirano S. Comparison of halogen, plasma and LED curing units. *Oper Dent.* 2004 May-Jun;29(3):287-94.
28. AL-Qudah AA, Mitchell CA, Biagioni PA, Hussey DL. Effect of composite shade, increment thickness and curing light on temperature rise during photocuring. *J Dent.* 2007 Mar; 35(3):238-45.
29. Bagis B, Bagis Y, Ertas E, Ustaomer S. Comparison of the heat generation of light curing units. *J Contemp dent pract.* 2008 Feb 1;9(2):65-72.
30. Antonson SA, Antonson DE, Hardigan PC. Should my new curing light be an LED. *Oper Dent.* 2008 jul- aug; 33(4):400-7.
31. Guiraldo R, Consani S, Lympius T, Scheneider LFJ, Sinhoreti MAC, Correr – sobrinho L. influence of the light curing unit and thickness of residual dentin on generation of heat during composite photoactivation . *J Oral Sci.* 2008a; 50:137-142.
32. Guiraldo R, Consani S, Mastrofrancisco S, Xediek R, Coelho M, Correr- Sobrinho L. Influence of light curing unit and ceramic thickness on temperature rise during resin cement photo – activation . *Bull Tokyo Dent Coll.* 2008b;49(4):173-78.
33. Guiraldo R, Consani S, Souza A, Consani R, Sinhoreti M, Correr- Sobrinho L. influence of light energy density on heat generation during photoactivation of

- dental composites with different dentin and composite thickness. *JAppl Oral Sci.* 2009; 17(4):289-93.
34. Leprince J, Devaux J, Mullier T, Vreven J, Leloup G. Pulpal- temperature Rise and polymerization Efficiency of LED curing lights. *Oper Dent.* 2010;35(2):220-230.
35. Savas S, Botsali MS, Kucukyilmaz E, Sari T. Evaluation of temperature changes in the pulp chamber during polymerization of light – cured pulp-capping materials by using a VALO LED light curing unit at different curing distance. *Dent Mater J.* 2014 Oct; 11.en prensa.
36. Dionysopoulos D, Papadopoulos C, Kouros P, Tsitrou E, Koloniotou- Koumpia E. Temperature rise during photo – polymerization under ceramic restorations. *Oral health Dent Manag.* 2013 Dec;12(4):73-8.
37. Ramoglua SI1, Karamehmetoglu H, Sari T, Usumez S. Temperature rise caused in the pulp chamber under simulated intrapulpal microcirculation with different light – curing modes. *Angle Orthod.* 2014 Oct;15. (Epubahead of print).
38. Randolph LD, Palin WM, Watts DC, Genet M, Devaux J, Leoup G, Leprince JG. The effect of ultra-fast photopolymerization of experimental composites on shrinkage stress, network formation and pulpal temperature rise. *Dent Mater.* 2014 Nov; 30(11):1280-9.
39. Asmussen E, Peutfeldt A. Temperature rise induced by some light emitting diode and quartz- tungsten-halogen curing units. *Eur J Oral Sci.* 2005; 113:96-8.
40. Taher NM, Al-khairallah Y Al-Aujan SH, Ad, dahash M. the efecto of different light –curing methods on temperature changes of dual polymerizing agents cemented to human dentin. *J Contemp Dent Pract.* 2008 febr;(9)2:057-64.
41. Godoy, Eloisa de Paula. Avaliacao de capacidade de polimerizacao e elevacao de temperatura produzida por aparelhos fotopolimerizadores [Tesis de Maestria]. Ponta Grossa: Universidade estadual de ponta Grossa, Odontología; 2008[acceso 30-11-2009].

42. Baldisara P, Catapano S, Scotti R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. J Oral Rehabil. 1997 Nov; 24(11):791-801.
43. Peutzfelt A, Asmussen E. Resin composite properties and energy density of light cure. Journal of Dental Research. 2005; 84(7):659-62.
44. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. Dent Mater, 2002; 18:463-69.
45. Tunc E. Finite element analysis of heat generation from different light-polymerization sources during cementation of all-ceramic crowns. J Prosthet dent. 2007;97:366-74.

## ANEXOS

**UNIVERSIDAD NACIONAL DANIEL ALCIDES CARRION**

**FACULTAD DE ODONTOLOGIA**

**ESCUELA DE FORMACION PROFESIONAL DE ODONTOLOGIA**

**FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS PARA LA EMISIÓN TÉRMICA**

**EN LA MODALIDAD SIMPLE**

TIEMPO	LAMPARA 1			LAMPARA 2			LAMPARA 3		
	TEMP	TA	DF	TEMP	TA	DF	TEMP	TA	DF
0s									
5s									
10s									
15s									
20s									
25s									
30s									
35s									
40s									
45s									
50s									
55s									

<b>60s</b>									
<b>65s</b>									
<b>70s</b>									
<b>75s</b>									
<b>80s</b>									
<b>85s</b>									
<b>90s</b>									

TEMP: Temperatura, TA: Temperatura ambiente, DF: Diferencia de temperatura

**UNIVERSIDAD NACIONAL DANIEL ALCIDES CARRION**

**FACULTAD DE ODONTOLOGIA**

**ESCUELA DE FORMACION PROFESIONAL DE ODONTOLOGIA**

**FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS PARA LA EMISIÓN TÉRMICA**

**EN LA MODALIDAD TRIPLE**

TIEMPO	LAMPARA 1			LAMPARA 2			LAMPARA 3		
	TEMP	TA	DF	TEMP	TA	DF	TEMP	TA	DF
0s									
5s									
10s									
15s									
20s									
25s									
30s									
35s									
40s									
45s									
50s									
55s									
60s									
65s									
70s									
75s									
80s									
85s									
90s									
95s									
100s									
105s									
110s									
115s									
120s									
125s									
130s									
135s									
140s									
145s									
150s									
155s									
160s									
165s									
170s									
175s									
180s									

TEMP: Temperatura, TA: Temperatura ambiente, DF: Diferencia de temperatura

**OPERACIONALIZACION DE VARIABLES**

***“EVALUACIÓN DE LA CALORIMETRÍA DE LAS LÁMPARAS DE LUZ HALÓGENOS Y LAS LÁMPARAS DE LUZ LED, LIMA 2015”***

<b>VARIABLE</b>	<b>DIMENSION</b>	<b>INDICADORES</b>	<b>ESCALA</b>	<b>TECNICA</b>	<b>INSTRUMENTO</b>
<b><u>VARIABLE INDEPENDIENTE</u></b> Fuente de Luz	LEDs HALÓGENA	Bluephase	Nominal	Aplicativo	Ficha de datos
		Llitex	Nominal	Aplicativo	Ficha de datos
<b><u>VARIABLE DEPENDIENTE</u></b> Incremento de temperatura.	temperatura	Temperatura Mínima	Ordinal	Observación	Termocupla
		Temperatura Máxima	Ordinal	Observación	Termocupla
		Temperatura Ambiente	Ordinal	Observación	Termocupla

**CUADRO DE CONSISTENCIA**

**“EVALUACIÓN DE LA CALORIMETRÍA DE LAS LÁMPARAS DE LUZ HALÓGENAS Y LAS LÁMPARAS DE LUZ LED, LIMA 2015”**

<b>PROBLEMAS</b>	<b>OBJETIVOS</b>	<b>HIPOTESIS</b>
<p align="center"><b>PROBLEMA GENERAL</b></p> <p>¿Será que la emisión térmica de las lámparas de fotoactivación emiten calor en un rango seguro para los pacientes?</p>	<p align="center"><b>OBJETIVO GENERAL</b></p> <p>Evaluar la emisión térmica de diferentes lámparas de fotoactivación. LED: Bluephase (Ivoclar Vivadent), Bluephase C8 (Ivoclar Vivadent) y halógena: Litex 682 (Dentamerica).</p>	<p align="center"><b>HIPOTESIS GENERAL</b></p> <p>H1: Las lámparas de polimerización generan aumento de temperatura, siendo seguras las lámparas de fotoactivación LEDs Ho: Las lámparas de polimerización no generan aumento de temperatura, siendo seguras las lámparas de fotoactivación LEDs y Halógenas</p>
<p align="center"><b>PROBLEMAS ESPECIFICOS</b></p> <p>¿Cuál será la emisión térmica cada 5 segundos durante 90 segundos después de una activación de 40 segundos de las lámparas LEDs: Bluephase (Ivoclar Vivadent), Bluephase C8 (Ivoclar Vivadent) y halógena: Litex 682 (Dentamerica) para cada modo de activación.?</p> <p>¿Cuál será la emisión térmica de las lámparas LEDs: Bluephase (Ivoclar Vivadent), Bluephase C8 (Ivoclar Vivadent) y halógena: Litex 682 (Dentamerica), según modo de activación cada 5 segundos durante 90 segundos.?</p> <p>¿Cuál será la emisión térmica cada 5</p>	<p align="center"><b>OBJETIVOS ESPECIFICOS</b></p> <p>1) Determinar la emisión térmica cada 5 segundos durante 90 segundos después de una activación de 40 segundos de las lámparas LEDs: Bluephase (Ivoclar Vivadent), Bluephase C8 (Ivoclar Vivadent) y halógena: Litex 682 (Dentamerica) para cada modo de activación.</p> <p>2) Comparar la emisión térmica de las lámparas LEDs: Bluephase (Ivoclar Vivadent), Bluephase C8 (Ivoclar Vivadent) y halógena: Litex 682 (Dentamerica), según modo de activación cada 5 segundos durante 90 segundos.</p> <p>3) Determinar la emisión térmica cada 5</p>	

<p>segundos durante 180 segundos, después de 3 activaciones sucesivas de 40 segundos de las lámparas LEDs: Bluephase (Ivoclar Vivadent), Bluephase C8 (Ivoclar Vivadent) y halógena: Litex 682 (Dentamerica), para cada modo de activación?  ¿Cuál será la emisión térmica de las lámparas LEDs: Bluephase (Ivoclar Vivadent), Bluephase C8 (Ivoclar Vivadent) y halógena: Litex 682 (Dentamerica), según modo de activación cada 5 segundos durante 180 segundos?</p>	<p>segundos durante 180 segundos, después de 3 activaciones sucesivas de 40 segundos de las lámparas LEDs: Bluephase (Ivoclar Vivadent), Bluephase C8 (Ivoclar Vivadent) y halógena: Litex 682 (Dentamerica), para cada modo de activación.  4) Comparar la emisión térmica de las lámparas LEDs: Bluephase (Ivoclar Vivadent), Bluephase C8 (Ivoclar Vivadent) y halógena: Litex 682 (Dentamerica), según modo de activación cada 5 segundos durante 180 segundos.</p>	
--	---	--