



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**TEMPERATURAS GENERADAS POR TRES
LÁMPARAS LED PARA FOTOPOLIMERIZACIÓN A
DIFERENTES TIEMPOS Y DISTANCIAS.**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

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

P R E S E N T A:

CLAUDIA DÍAZ PADILLA

TUTOR: C.D. BASILIO ERNESTO GUTIÉRREZ REYNA

ASESOR: C.D. RODRIGO DANIEL HERNÁNDEZ MEDINA



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.

A Dios por haberme dado el regalo más grande que es la vida y por haberme permitido llegar a este día tan importante en mi vida.

A la Universidad Nacional Autónoma de México a quien me dio la oportunidad de pertenecer a esta institución la máxima casa de estudios, es un orgullo y un honor ser parte de ella, gracias por la oportunidad de poder estar ahora aquí cumpliendo el más anhelado sueño.

A la Facultad de Odontología UNAM, mi segunda casa de la cual estoy completamente agradecida por la enseñanza y la preparación profesional que recibí, lo cual gracias a ella estoy culminando si bien no mi preparación profesional, si no el día que hace la diferencia entre ser un estudiante de odontología a ser una Cirujana Dentista.

A mis padres que en todo momento de mi vida han estado presentes apoyándome para llegar a este logro tan esperado, quiero que sepan que este logro no es solo para mi, si no es de ustedes, a quienes amo con todo mi corazón y les doy las gracias por todo el amor, sacrificio, esfuerzo, preocupación que tuvieron para que yo pudiera llegar hasta este día tan especial en nuestras vidas, porque lo que han hecho de mi no tengo como pagárselos. LOS AMO

A mis hermanos Daniel y Brenda porque son el motivo más importante de mi vida, son la luz que siempre iluminaron mi camino y que por ustedes estoy en estos momentos aquí. Gracias por estar a mi lado siempre apoyándome y brindándome ese amor incondicional que no cambiaría por nada en el mundo. LOS AMO

A Daniel Torres Salinas que siempre me guiaste por el camino adecuado, que en todo momento de mi formación profesional y como persona has estado a mi lado apoyándome, motivándome y fortaleciéndome. A ti que me enseñaste lo mejor de la vida. Gracias por el amor, cuidados, por el apoyo incondicional que siempre me diste, por la compañía, la inmensa felicidad que siempre tuve a tu lado sin ti no lo hubiera logrado. Te quiero.

A toda mi familia, a mis primos, tías, y abuelos pero en especial a esa persona que ya no está aquí físicamente pero que se que siempre estuvo cuidándome y guiándome ABUELITO Miguel esto es para ti en especial.

A Clau, un ángel que llegó a mi vida, y que doy gracias a Dios por haberte puesto en mi camino, gracias princess por todo el apoyo incondicional que me has brindado. Sin ti no lo hubiera logrado. Te adoro

A Erika mi amiga incondicional, siempre apoyándome y ayudándome a salir adelante, siempre estarás en mi corazón. Te quiero

A mis amigos Gersa, Cristy, Cinthia, Selene, Xel, Stef, y a todos los compañeros de mi carrera que estuvieron conmigo directa o indirectamente todo este tiempo compartiendo la mejor etapa de mi vida. Los quiero.

A El Dr. Jorge Vieitez Barajas por el apoyo, las enseñanzas y el cariño que me brindaste y por la oportunidad que me diste de crecer como profesionalista.

A El Dr. David por todo el cariño por toda la dicha que me dio el conocerte y el abrimte las puertas del conocimiento y las grandes metas cumplidas gracias a ti.

A El Dr. Sergio Gómez por todo el desempeño y el cariño brindado por dedicarme el tiempo y cuidados que al encontrarte en mi camino se abrieron las mejores puertas para estar en estos momentos y llegar a este día gracias a ti.

A toda la gente hermosa que me rodea Gina, Miguel, Iulú, Joaco, Halle Angeles y Carlos O, que en especial tú has sabido ser un verdadero amigo, y a todas esas personitas especiales que llegaron a mi vida, que siempre estuvieron orgullosos y que creyeron en mi.

A mi tutor El Dr. Ernesto Basilio Gutiérrez Reyna, quien me guió y me dio las bases y la oportunidad de realizar esta tesis. Gracias por todo el apoyo brindado sin usted no sería esto posible.

A mi Asesor el Dr. Rodrigo Daniel Hernández Medina, quien me apoyo, guio y compartió sus enseñanzas para poder terminar esta investigación, por su amistad que me brindo que es una satisfacción que la cual me deja este proyecto. Mil Gracias

A El Dr. Palma quien nos apoyo en todo momento y quien compartió esta enseñanza para la realización de la investigación.

Por último agradezco al Dr. Gastón Romero Grande y colaboradores, por las atenciones y apoyo brindado durante esta última etapa.

“POR MI RAZA HABLARA EL ESPIITU”

CLAUDIA DIAZ PADILLA



ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.....	5
1. MARCO TEÓRICO.....	6
1.1 DEFINICIONES	6
1.2 FUENTES LUMÍNICAS EN ODONTOLOGÍA	7
1.3 CONSIDERACIONES GENERALES DE LA FOTOPOLIMERIZACIÓN....	9
<i>MARCADOR NO DEFINIDO.</i>	
1.3.1 ESPECTRO DE LUZ VISIBLE.....	10
1.3.2 FACTORES QUE INFLUYEN EN LA FOTOPOLIMERIZACIÓN	10
<i>Marcador no definido.</i>	
1.3.2.1 INHERENTES A LA TÉCNICA	11
1.3.2.2. DEPENDIENTES DEL MATERIAL	11
1.3.2.3. DEPENDIENTES DE LA UNIDAD DE LUZ EMITIDA	12
1.4 CLASIFICACIÓN DE LAS FUENTES LUMÍNICAS EN ODONTOLOGÍA.....	12
1.4.1 LAMPARAS DE TECNOLOGÍA DE LUZ HALÓGENAS (HTL).....	13
1.4.2 LÁMPARAS DE ARCO DE PLASMA.....	15
1.4.3. LÁMPARAS LASER	16
1.4.4. LÁMPARAS DE EMISIÓN DE DIODOS (LED)	17
1.5 DAÑO PULPAR.....	18
1.6 CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LAS LÁMPARAS PARA FOTOPOLIMERIZAR SUJETAS A ESTUDIO.	19
2. PLANTEAMIENTO Y JUSTIFICACIÓN DEL PROBLEMA	26
3. OBJETIVO GENERAL.....	26
3.1 OBJETIVOS ESPECIFICOS	26
4. MATERIAL Y MÉTODOS	27
5. RESULTADOS	35
6. CONCLUSIONES	39
7. BIBLIOGRAFÍA	43



INTRODUCCIÓN

La presente investigación tiene como fin, comparar la temperatura producida por tres distintas lámparas LED observando si existen cambios de temperatura significativos en el procedimiento de fotocurado variando, el tiempo de exposición y la distancia; comprobando que muchas de las distintas temperaturas producidas por las lámparas estudiadas, rebasan los rangos de temperatura que la pulpa dental de una pieza sana, puede soportar.

La temperatura corporal, es de 37.5°C, en una persona sana y en condiciones normales, la pulpa se encuentra a la misma temperatura.

Se realizaron mediciones de temperatura, en tres lámparas LED de fotocurado, sobrepasando en algunas los 50 grados centígrados.

Para esta investigación se utilizó un termómetro ambiental, tres lámparas LED para fotocurado de diversas marcas registradas, godetes de plástico, los cuales fueron adaptados a las diferentes puntas de las lámparas así como a las diferentes distancias a comprobar.



1. MARCO TEÓRICO

1.1. DEFINICIONES

Luz: energía electromagnética radiante que puede ser percibida por el ojo humano.

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

Canforoquinonas: fotoiniciadores que contienen la mayoría de los materiales polimerizables.

Espectro electromagnético: corresponde a todos los tipos de radiación ordenados dependiendo de su longitud de onda.

Intensidad luminosa: es la magnitud física que expresa el flujo luminoso emitido por una fuente puntual en una dirección determinada, por unidad de ángulo sólido.

Lámpara: aparato utilizado para producir luz artificial.

Longitud de onda: magnitud que expresa la distancia entre dos puntos

Nanómetros: milmillonésima parte de un metro.

Temperatura: propiedad de los sistemas que determina si están en equilibrio térmico, se deriva de la idea de medir el calor o frialdad relativos y de la observación de que el suministro de calor a un cuerpo conlleva un aumento de su temperatura mientras no se produzca la fusión o ebullición.



1.2. FUENTES LUMÍNICAS EN ODONTOLOGÍA

1.2.1. ANTECEDENTES HISTÓRICOS

Las primeras resinas compuestas fueron introducidas en la década de los 60's con marcas comerciales tales como Adaptic (Johnson & Johnson) Y Concise (3M) y eran sistemas de dos pastas autopolimerizables, que al mezclarse ambos componentes daba una reacción de oxido-reducción (redox) entre una amina terciaria y un peróxido para iniciar la polimerización⁽⁴⁾, lo cual por su corto tiempo de trabajo orilló a buscar nuevas formas de polimerización.

Las primeras unidades de energía radiante para la polimerización de resinas compuestas aparecen hace más de 30 años, destacándole el sistema **NUVA-LITE** de la compañía **L.D. Caulk**.⁽⁴⁾

El sistema Nuva-lite utilizaba la luz ultravioleta fue el primer tipo de fuente lumínica utilizada para la fotoactivación de composites en la década de los setenta (1976)^(1,2,4) aunque se reemplazó rápidamente por otros sistemas debido a su escasa capacidad de penetración, lentitud de fotoactivación y riesgo de dermatosis o lesión ocular ante exposiciones prolongadas.⁽¹⁾

Así pues, desde mediados de los ochenta y hasta mitad de los noventa, la principal fuente de iluminación utilizada ha sido la lámpara halógena (HTL), la cual ha sufrido una escasa evolución cualitativa durante este periodo ya que los principales esfuerzos científicos se encaminaban hacia la mejora de los materiales fotocurables.⁽¹⁾ La principal misión de la lámpara de fotoactivación en el proceso de endurecimiento del composite, consiste en la activación, mediante su energía lumínica, estos compuestos, cuyo principal representante son las canforoquinonas, especialmente sensibles a la energía lumínica en el rango de los (470-475 nm) de longitud de onda (luz azul)⁽¹⁾, los



cuales desencadenarán la reacción química de transformación del producto inicial al producto final deseado. Esta energía lumínica a su vez, dependerá de la potencia y del tiempo de actuación. ⁽²⁾

Las resinas compuestas contenían catalizadores químicos, que fueron sustituidos por fotoiniciadores (canforoquinonas) los cuales estimulan la producción de radicales libres en las aminas terciarias que forman parte de la composición de las resinas. Son, por tanto, los últimos responsables de la polimerización y endurecimiento de los modernos materiales de restauración. La mayor parte de los fotoiniciadores (canforoquinonas) se activan en función de dos características básicas de los emisores de luz: la longitud de onda en nanómetros (nm) y la densidad lumínica. ⁽³⁾

DENSIDAD LUMÍNICA

Los diferentes sistemas de polimerización tienen intensidades diferentes desde unas intensidades mínimas ($300\text{mW}/\text{cm}^2$) ($\text{mW}=\text{mili wats}$) hasta densidades de ($1600\text{mW}/\text{cm}^2$), que utilizan las lámparas de arco de plasma, esta característica va encaminada por acortar el siempre gravoso tiempo de polimerización. Así a mayor intensidad menor tiempo de polimerización pero no permite incrementar el grosor del material que es (2mm máximo). ⁽³⁾

LONGITUD DE ONDA

La longitud de onda para activar la mayor parte de las canforoquinonas que se usan en la actualidad oscila entre (440 y 490 nm). No obstante existen resinas que precisan longitudes de onda diferentes, lo que hace que algunas de las nuevas tecnologías en lámparas sean poco eficaces con algunos composites. Da la sensación de que la tecnología de los emisores de luz va más adelantada que la de los mismos materiales de obturación, haciendo

imprescindible el conocimiento del material para la selección de una lámpara acorde con las características que precisamos.⁽³⁾

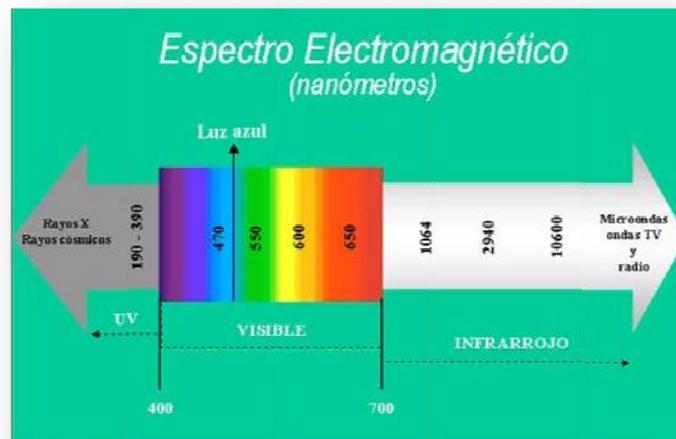


Fig.1 Diferentes mediciones de luz respecto a su longitud de onda (nanómetros).

1.3. CONSIDERACIONES GENERALES DE LA FOTOPOLIMERIZACIÓN.

El principio de la fotopolimerización, consiste en la activación mediante energía lumínica, de los compuestos químicos fotoiniciadores existentes en la fórmula de un material, los cuales desencadenarán la reacción química de transformación del producto inicial al producto final deseado. Esta energía lumínica a su vez, dependerá de la potencia y del tiempo de actuación.⁽¹⁸⁾

La incorporación en la fórmula de los materiales odontológicos de catalizadores fotosensibles o iniciadores de la polimerización, dio paso a toda una nueva generación de materiales y consecuentemente a mejoras en las técnicas clínicas. Por lo tanto, todos los materiales odontológicos fotopolimerizables como composites, selladores, adhesivos o cementos son sensibles a una determinada longitud de onda de una fuente de luz, la cual iniciará en el interior de su masa la reacción de polimerización.^(19,11,24)



1.3.1. ESPECTRO DE LUZ VISIBLE

El espectro de las radiaciones electromagnéticas, comienza con valores inferiores al nanómetro, con los rayos cósmicos y se extiende hasta valores superiores al metro como las ondas de radio o televisión. Entre ambos extremos se encuentra el espectro de la llamada luz visible.

Su rango está entre los (400 y 700 nm) aproximadamente, con las radiaciones que se perciben como violetas en el límite inferior y las rojas en el superior. ^(1,5)

En el caso de los materiales en los que la reacción de polimerización se realiza dentro de la cavidad bucal, la radiación a emplear debe reunir ciertas características, como el no tener una longitud de onda reducida (ultravioleta), ya que estas son incompatibles con la seguridad biológica que el trabajo requiere, por lo que pueden ser absorbidas por los tejidos y células a los que dañan de diversa forma. La luz ultravioleta fue el primer tipo de fuente lumínica utilizada para la fotoactivación de composites en 1976, aunque fue rápidamente reemplazada por otros sistemas debido a su escasa capacidad de penetración y riesgos de lesiones oculares y cutáneas ante exposiciones prolongadas. ^(19,22)

Las radiaciones de muy larga longitud de onda, como las infrarrojas y aun las rojas, son absorbidas significativamente por el agua y las sustancias que la contienen como los tejidos vitales, produciendo una elevación de la temperatura que puede no ser compatible con la salud de los tejidos. ⁽²¹⁾

1.3.2. FACTORES QUE INFLUYEN EN LA FOTOPOLIMERIZACIÓN

La profundidad de polimerización está afectada por varios factores, incluyendo la intensidad de luz, tiempo de exposición y distancia de la punta de la guía de luz al material, entre otros. ⁽¹¹⁾ Estos factores se pueden clasificar de la siguiente forma:



1.3.2.1. INHERENTES A LA TÉCNICA

Tiempo de fotoactivación: si el tiempo es reducido no se genera suficiente polimerización aun cuando la potencia sea elevada. En la práctica los diferentes sistemas combinan tiempo e intensidades. ^(11,5)

Distancia luz material: debe ser mínima, pero evitando el contacto material punta. Como la potencia de salida es la misma, al alejar la luz emergente del material se incrementa la superficie irradiada, ello disminuye la potencia por unidad de superficie y por consiguiente la calidad de polimerización obtenida. ^(11,23)

Potencia o intensidad de luz: se mide en (mW/cm^2), se necesita una unidad de polimerización que permita obtener suficiente potencia por unidad de superficie, para generar la cantidad de trabajo de polimerización suficiente para que el material alcance sus propiedades finales convenientemente en un lapso razonable, y en una situación clínica determinada. ^(11,5)

1.3.2.2. DEPENDIENTES DEL MATERIAL

Composición: la composición de la matriz de la resina, la concentración del inhibidor, la cantidad de acelerador activado por luz, la composición y forma del relleno, así como los índices refractivos del relleno, van a influir en la polimerización.

Cuando mayor carga de relleno inorgánico tiene un composite, más fácilmente se polimeriza, ya que muchos de éstos son vidrios que ayudan a transmitir la luz a través del material. ⁽⁵⁾

Color de la resina: los tonos más oscuros de composite requieren mayor tiempo de polimerización y experimentan un fraguado menos profundo que los tonos más claros, esto se debe a que los pigmentos absorben la luz. ⁽²¹⁾



Espesor del material: se estima que no debe sobrepasar de (2mm) por capa de material a polimerizar. A medida que la luz penetra en la masa de material, ésta es absorbida y pierde la capacidad de polimerizar las zonas más profundas. ⁽⁵⁾

1.3.2.3. DEPENDIENTES DE LA UNIDAD DE LUZ EMITIDA

Extremo o guía de luz: debe evitarse la acumulación de restos de material en el extremo de la guía de luz, ya que esto disminuye de manera importante la intensidad de polimerización, por lo que es recomendable limpiarla para evitar este problema.

Filtros: todas las unidades deben tener filtros para el rango del color azul y que absorban toda otra longitud de onda no deseada. ⁽²⁴⁾

Otros factores: son el envejecimiento de las bombillas, los filtros dañados por el calor, el manejo inapropiado de las guías de luz, es decir dependientes de la manipulación y conservación del material. ⁽²³⁾

1.4. CLASIFICACIÓN DE LAS FUENTES LUMÍNICAS EN ODONTOLOGÍA.



Fig.2 Luz emitida por diferentes lámparas de fotopolimerizar.

1.4.1. LAMPARAS DE TECNOLOGÍA DE LUZ HALÓGENAS (HTL)

Son lámparas donde su luz es emitida por un filamento de wolframio puesto en incandescencia por el paso de la corriente. En el interior de su ampolla de vidrio existe una atmósfera de gas halógeno (grupo VII de la tabla periódica) cuya función es evitar que el filamento incandescente se quemé. ⁽¹⁾ Generan una luz blanca intensa que debe ser filtrada mediante la interposición de un filtro óptico que permita la obtención de una luz azul, con un rango de longitud de onda eficiente para la activación de todos los fotoiniciadores presentes en diversos materiales dentales como las canforoquinonas, lucerina, fenilpropanodiona, etc. ⁽¹¹⁾

El espectro de emisión de estas lámparas es de (360-500 nm), con un pico energético en los (460 nm). ⁽⁵⁾



Fig.3 componentes de lámpara halógena

Según su potencia lumínica pueden subdividirse en dos tipos:

Halógenas convencionales: se mantiene como “lámpara tipo”, pues los fabricantes de composites los han diseñado en función de estas lámparas que eran el estándar en su momento. ⁽¹⁾ Presentan una intensidad de potencia (potencia lumínica por unidad de superficie) de (350- 700mW/c²). ⁽¹⁾



Fig.4 Halógena convencional

Halógenas de alta intensidad de potencia: con una intensidad de potencia mayor entre (700 y 1700 mW/cm²), esta se consigue mediante el uso de bombillas más potentes o puntas “turbo” capaces de recoger una mayor cantidad de luz procedente de la bombilla para enfocarla en un área más pequeña (incremento de hasta un 49% de intensidad frente a una guía de luz estándar). ⁽¹⁾



Fig. 5 Halógena de alta intensidad



1.4.2. LÁMPARAS DE ARCO DE PLASMA

Su aplicación en odontología es reciente (1997-1998). Son lámparas que emiten 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. ⁽¹⁾

La luz generada con este tipo de lámpara es de elevada intensidad de potencia ($1400-2700 \text{ mW/cm}^2$), es de color blanco, por lo que requiere de la interposición de un filtro óptico para la obtención de la longitud de onda deseada. ^(15,16,17)

Sin embargo, el espectro luminoso de estas lámparas, al contrario de lo que sucede con las halógenas, carece prácticamente de rayos infrarrojos, por lo que teóricamente se trata de un tipo de luz con menor poder calórico, por lo tanto con menor riesgo de provocar sobrecalentamiento pulpar durante la fotopolimerización. ⁽¹⁾

El filtrado óptico de estas lámparas logra un estrecho espectro de emisión mucho más aproximado al de las canforoquinonas, presentando un pico de longitud de onda de elevada intensidad, de (460-480nm), esto conlleva el inconveniente de que estas lámparas no podrían fotopolimerizar de manera adecuada algunos materiales, que posean otro tipo de fotoactivador. ^(11,1,12)



Fig.6 Apollo 95. Lámpara de plasma



1.4.3. LÁMPARAS LASER

De todos los sistemas láser con aplicación terapéutico-quirúrgica en odontología, solo existen dos tipos que, a su vez, pueden ser usados como fotoactivadores de materiales odontológicos fotopolimerizables. ⁽¹⁾

Láser de argón: es un láser con un medio activo de tipo gaseoso (gas argón), emite una luz de (488nm) o luz verde de (488-514nm) y una intensidad de potencia entre (750-1300 mW/cm²). No requiere filtro óptico, ya que su longitud de onda se aproxima bastante a la de las canforoquinonas. Posee una importante capacidad de penetración y genera poco sobrecalentamiento pulpar. Sin embargo como presentan por lo general un espectro de longitud de onda, de una sola y determinada medida de (476nm) puede existir un número considerable de materiales fotopolimerizables no compatibles con este sistema, lo que unido a su elevado precio, explica su escasa difusión. ^(1,12)

Láser de Diodos: es un láser con medio activo de tipo sólido (diodo semiconductor de arseniuro de galio y aluminio). Constituye una de las formas más recientes de producción de láser en medicina. Emite una luz roja con longitud de onda entre (830-904nm) (espectro infrarrojo). Sus principales aplicaciones en odontología son las terapéutico quirúrgicas y el blanqueamiento dental, pero con geles específicos. Según su fabricante, en el blanqueamiento dental aporta las ventajas de ser una fuente de fotoactivación exenta de radiación ultravioleta, que no provocará sobrecalentamiento pulpar, con resultados eficaces en una sola sección de (20-60min). ⁽¹²⁾

1.4.4. LÁMPARAS DE EMISIÓN DE DIODOS (LED)

Constituyen el tipo de lámparas de fotopolimerización de tecnología más reciente. Utilizan como fuente de iluminación los V-LED (visible-light emitting diodes).⁽¹⁾ Su tecnología está basada en la utilización de determinados materiales semiconductores, que posee la propiedad de polarizarse al ser atravesados por una corriente eléctrica, emitiendo energía óptica en forma de luz visible.^(13,14)

El color de la luz emitida dependerá del tipo de semiconductor utilizado en la fabricación del LED. En estas lámparas se utilizan varios LED de forma simultánea (7 a 21 diodos) de semiconductor SiC o InGaN, ordenados en círculos concéntricos que emiten una luz azul de (450-480nm), con un pico en los (470nm) y una potencia lumínica de (400 mW/cm²).^(13,14)

El color de la luz emitida (longitud de onda) depende del tipo de semiconductor utilizado en la confección del V-LED.⁽¹⁾

En las lámparas de fotopolimerización se utilizan simultáneamente varios V-LED (7 a 21) de semiconductor SiC o InGaN, ordenados en círculos concéntricos que emiten una luz azul de (450-480 nm), con pico en los (470 nm) y potencia lumínica entorno a (400 mW/cm²).⁽¹⁾



Fig.7 Lámparas de (7, 19 y 21) LED.

Estas lámparas tienen algunas ventajas, como son: su pequeño tamaño y por lo tanto son ergonómicas debido al reducido diámetro de la fuente luminosa; son silenciosas, ya que no requiere refrigeración mediante ventilador y poseen bajo consumo eléctrico. Utilizan bombillas de larga duración y no presentan pérdida de intensidad luminosa por envejecimiento. Emiten luz azul con una longitud de onda adecuada para la fotoactivación sin necesidad de interposición de filtro óptico. ^(1,14)

El principal inconveniente de estas lámparas, es que no permiten tiempos cortos de fotopolimerización debido a su baja densidad de potencia lumínica, por lo que deben ser utilizadas con el mismo protocolo que una lámpara halógena convencional. ^(1,14)



Fig.8 Luz emitida por diodos.

1.5. DAÑO PULPAR

El daño pulpar es atribuido a distintos factores tales como: caries, trauma, enfermedad periodontal y en otros casos, aumentos de temperatura. Seltzer y Bender afirman que las temperaturas mayores a los 46 grados centígrados, causan daños irreversibles, como estasis y trombosis. ⁽³⁰⁾



Estudios realizados, sobre el aumento de la temperatura intrapulpar utilizando rayos láser, concluyeron en que existe formación de dentina secundaria en los casos en que la temperatura aumentó solo 3 grados de la temperatura corporal normal, y se observó coagulación de las células pulpares cuando las temperaturas sobrepasaron los 5.8 grados de la temperatura corporal. ⁽²⁹⁾

Según Powell, en el tejido pulpar, que consta de 70 a 80 % de agua, al utilizar el rayo de láser de CO₂, el agua se evaporó por completo. ^(29,30)

Se ha demostrado, según Seling, que el grado de reacción pulpar es inversamente proporcional al grosor restante de la dentina y que los odontoblastos ubicados bajo o cerca de la cavidad, disminuye la síntesis de proteínas. ⁽³⁰⁾

1.6. CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LAS LÁMPARAS PARA FOTOPOLIMERIZAR SUJETAS A ESTUDIO.

1.6.1. LÁMPARA BLUEPHASE DE IVOCCLAR-VIVADENT®

BLUEPHASE ofrece las siguientes ventajas:

Alta intensidad lumínica de (1100 mW/cm²). La alta intensidad lumínica se logra por medio de un LED de 8 vatios y larga vida útil que permite cortos tiempos de polimerización a partir de 10 segundos.

Tres programas diferentes de polimerización *BLUEPHASE* se puede utilizar para una polimerización rápida, para polimerizaciones próximas a pulpa y polimerización con reducida tensión de contracción.

La lámpara LED *BLUEPHASE* es compatible con todos los materiales de fotopolimerización de Ivoclar Vivadent AG.

Display único. El display muestra el programa seleccionado así como el tiempo de polimerización y las indicaciones típicas del programa en curso. Además se muestra la potencia de la batería.

Funcionamiento con batería. El funcionamiento con batería proporciona una gran libertad de movimiento. Bluephase también ofrece la posibilidad de utilizar la pieza de mano conectada directamente a la red eléctrica (Click & Cure).

Aspecto elegante y estético. La pieza de mano es convenientemente pequeña y tiene una forma ergonómica. El diseño en forma de pistola posibilita un fácil manejo.

Moderna batería de ión litio. La batería de ión litio proporciona una capacidad de aproximada de 60 minutos de funcionamiento. A partir de ahí tendrá que ser recargada.

Fotómetro integrado: El fotómetro integrado posibilita al usuario revisar el rendimiento de la luz. ⁽²⁵⁾



Fig.9 LÁMPARA BLUPHASE IVOCLAR DE VIVADENT®



1.6.2. LÁMPARA ELIPAR FREELIGHT®

Mismo desempeño en la mitad de tiempo Reducción del 50% en los tiempos de polimerización recomendados por los fabricantes de productos fotocurables gracias a una intensidad de luz cercana a los (1000 mW/cm²).

Guías de luz anguladas Las guías de luz se pueden girar 360° para llegar a los lugares más difíciles. Emisión de luz constante Microprocesador integrado que asegura una emisión constante de luz. Polimerización efectiva La luz emitida por la tecnología LED coincide con el espectro de absorción de los sistemas fotoiniciadores usados con mayor frecuencia.

Diseño ergonómico Ligera y fácil de manejar. Mayor comodidad para usted y sus pacientes. Medidor de intensidad integrado.

Fácil limpieza

Su sencillo diseño permite una fácil limpieza.

Portátil Ligera e inalámbrica.

Tiempos de polimerización variables (5, 10, 15 y 20 segundos) en modo estándar o modalidad de polimerizado exponencial. Señal auditiva cada 5 segundos. No requiere foco halógeno No se calienta. No tiene ventilador. No hace ruido. La lámpara de fotopolimerizado *ELIPAR FREELIGHT 2* ofrece una polimerización efectiva en un espectro de luz emitido entre (430 y 480 mm).

Este rango es el necesario para la polimerización de materiales que utilizan canforquinona como fotoiniciador. *ELIPAR FREELIGHT 2* ofrece una polimerización igual de efectiva que la de las lámparas de halógeno, pero sin el calor extra que éstas generan y en la mitad del tiempo requerido.

A diferencia de las lámparas de halógeno que requieren focos que se desgastan o pierden su intensidad, la lámpara de fotopolimerizado *ELIPAR FREELIGHT 2* proporciona una emisión constante de luz sin importar el

estado de carga de la pila, reduciendo los tiempos de fotocurado en un 50%. La eliminación de focos y ventiladores hace posible que 3M ESPE le ofrezca una unidad compacta y ligera que resulta muy manejable. Debido al fácil acceso y posicionamiento en la boca, se pueden completar los procedimientos de manera más eficiente, mientras sus pacientes están cómodos y relajados. Puede elegir cuatro opciones de tiempo de polimerización, entre 5 y 20 segundos.

La lámpara de fotopolimerizado *ELIPAR FREELIGHT 2 3M[®]* proporciona una intensidad de luz constante durante todo el tiempo de exposición, cuenta con medidor de intensidad integrado, así como con modalidad de polimerizado exponencial.



Fig. 10 LÁMPARA ELIPAR 3M[®]



1.6.3. LÁMPARA ULTRA-LUME 5 ULTRADENT®

ULTRA-LUME® LED 5 es la primera lámpara de fotocurado LED de tercera generación utilizada para la polimerización de TODOS los materiales dentales de fotocurado. La unidad de fotocurado genera luz de alta intensidad en el rango del espectro visible de 370 a 500 nanómetros.

ULTRA-LUME LED 5 utiliza cinco Diodos Emisores de Luz (LEDs) para producir un haz de luz ovalado de de 10 x 13 mm, de gran intensidad.

La unidad se compone de un pequeño vástago manual (como una pieza de mano) con una fuente de alimentación multivoltaje, conectada por un cable. La pieza de mano está diseñada para ser colocada en la consola del instrumental dental o en el soporte proporcionado en el estuche.

La corriente puede adaptarse para tomas de (100 a 240 voltios).

Esta unidad LED de fotocurado genera un ancho de banda más amplio que todas las demás lámparas de fotocurado LED. Esta luz genera resultados de fotocurado comparables a luces halógenas de calidad, pero cuyas bombillas tienen una vida corta.

Se incluyen lentes especiales para el fotocurado estándar, para fotocurar un punto específico, para sostener una matriz en fotocurado interproximal y para transiluminar/diagnosticar, lo cual proporcionan a estas unidades de una mayor versatilidad.

Las características de *ULTRA-LUME* LED 5 incluyen:

- Amplio espectro de emisión



- Intensidad de luz potente, comparable a la de las unidades halógenas de calidad
- LEDs de alta eficacia
- Mínima generación de calor
- Medidor de tiempo ajustable, acústico y visual
- Ajuste de fotocurado en 10, 20, 30, 40 segundos
- Ajuste de fotocurado suave (fijación) en 1, 2, 3, 4 segundos
- Lentes PointCure (fotocurado localizado)
- Lentes TransLume (transiluminación)
- Lentes ProxiCure (fotocurado proximal)
- Lentes Endo Guide (endodoncia)
- Controles de tiempo de comprensión sencilla.
- Larga vida útil
- Encastra en la consola dental (soporte de la pieza de mano)
- La unidad es liviana, de perfil bajo y fácil de usar
- Gran duración
- Tecnologías patentadas

La luz emitida por la *ULTRA-LUME LED 5*, penetra a través de la porcelana para polimerizar la resina subyacente en grado similar al que lo hacen las lámparas halógenas de calidad.

A diferencia de las lámparas halógenas comunes, *ULTRA-LUME LED 5* no genera luz con longitudes de onda por fuera del rango necesario para curar la mayoría de los materiales dentales.

La luz que extralimita el rango de los iniciadores genera luz y calor inútiles. En consecuencia, la profundidad de fotocurado de la LED 5 es equivalente a la de lámparas halógenas de calidad.



Fig.11 LÁMPARA ULTRA-LUME 5 DE ULTRADEN®



Fig. 12 Vista de los 5 LEDs de ULTRA-LUME 5 DE ULTRADENT®



2. PLANTEAMIENTO Y JUSTIFICACIÓN DEL PROBLEMA

La temperatura y la intensidad de la luz van en relación directa con los m/W de cada una de las lámparas sujetas a estudio. Esta intensidad de luz es de 1100 m/W en BLUEPHASE[®], 1000 m/W en ELIPAR[®] y 800 m/W en ULTRA-LUME 5[®], siendo todas ellas del sistema LED.

Los fabricantes de estas tres lámparas nos mencionan que la intensidad de luz sirve para lograr mayor profundidad de fotocurado generando menores temperaturas con respecto a las lámparas de halógeno.

Esta investigación surge por la duda que genera la palabra “menor” en cuanto a la temperatura que generan y por otro lado, que variación pueden tener a diferentes distancias de la restauración, por ejemplo en contacto pleno, a 2 mm y a 5 mm.

3. OBJETIVO GENERAL

Evaluar la temperatura generada por tres lámparas LED para fotocurado a diferentes intervalos de tiempo y distancias.

3.1. OBJETIVOS ESPECIFICOS

- ❖ Evaluar la temperatura generada por la lámpara de fotocurado *BLUEPHASE DE IVOCLEAR VIVADENT[®]* a contacto, a 2 mm y a 5 mm sobre la oliva de termómetro, tiempo de exposición 10, 20,30 y 40 segundos.
- ❖ Evaluar la temperatura generada por la lámpara de fotocurado *ELIPAR FREELIGHT DE 3M ESPE[®]* a contacto, a 2 mm y



a 5 mm sobre la oliva del termómetro, tiempo de exposición 10, 20,30 y 40 segundos.

- ❖ Evaluar la temperatura generada por la lámpara de fotocurado *ULTRA-LUME 5 DE ULTRADENT®* a contacto, a 2 mm y a 5 mm sobre la oliva del termómetro, tiempo de exposición 10, 20,30 y 40 segundos.

4. MATERIAL Y MÉTODOS

Los materiales necesarios para la elaboración de esta investigación fueron:

Aparato de medición

Termómetro ambiental en base de madera con una columna de medición en ° C y °F que va desde los -30 a 50 y -20 a 120 en centígrados y Fahrenheit respectivamente.

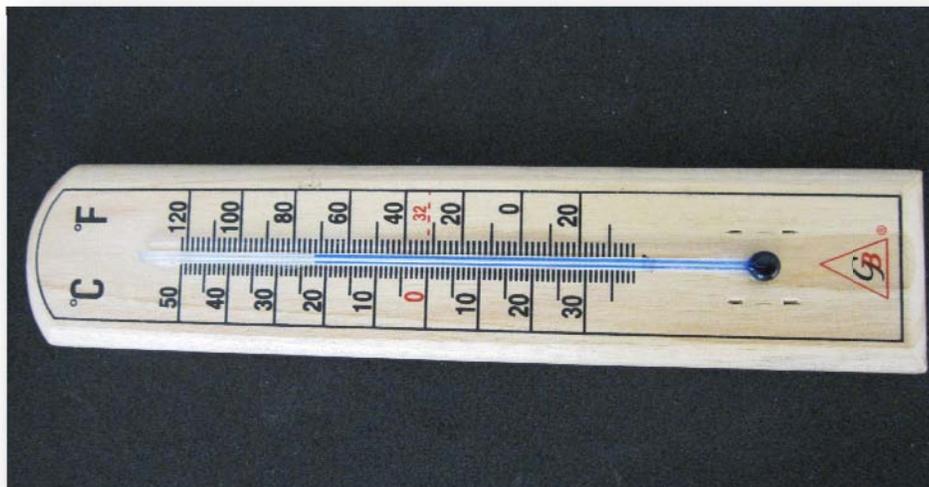


Fig. 1 Termómetro ambiental para la medición de la temperatura



Lámparas de fotopolimerización (LED) sujetas a estudio.

10.1 LÁMPARA *BLUPHASE DE IVOCLAR VIVADENT*[®]



Fig. 2 Vista lateral de la lámpara *BLUEPHASE DE IVOCLAR VIVADENT*[®]



Fig.3 Vista de la punta de la lámpara *BLUEPHASE DE IVOCLAR VIVADENT*

10.2 LÁMPARA ELIPAR FREELIGHT DE 3M ESPE®



Fig.4 Lámpara *ELIPAR FREELIGHT* de 3M ESPE®



Fig.5 Lámpara *ELIPAR FREELIGHT* de 3M ESPE®

10.3 *ULTRA-LUME 5* de *ULTRADENT*[®]



Fig.6 Lámpara *ULTRA-LUME 5* de *ULTRADENT*[®]



Fig.7 Lámpara *ULTRA-LUME 5* de *ULTRADENT*[®] vista de los cinco Diodos Emisores de Luz (LEDs)

Material utilizado para la producción de muestras espaciadoras de cada una de las puntas de las lámparas para determinar las distancias en (mm).

Godetes de plástico



Fig. 8. Godete con el cual conformamos los moldes espaciadores de las diferentes tipos de lámparas.

Disco de diamante



Fig. 9 Con el cual cortamos los godetes a la altura deseada (mm) para las diferentes distancias a probar.

Acrílico autopolimerizable, occlufast[®], y pulidores.



Fig. 10 Equipo para la preparación de las muestras.

Preparación de los moldes espaciadores

Se presentaron 3 godetes de plástico, los cuales marcamos con un plumón la entrada de la punta de cada lámpara, posteriormente con un micromotor y un freson de acero de forma de pera comenzamos a cortar y darle la forma en oval (lámpara *ULTRA-LUME 5 de ULTRADENT[®]*) y en forma de círculo con un diámetro de (12 mm) para las lámparas (*ELIPAR FREELIGHT 3M ESPE[®]*, *BLUEPHASE IVOCLAR VIVEDENT[®]*).

Ya teniendo las perforaciones de cada molde comenzamos a rellenar con acrílico autopolimerizable los godetes para darle longitud y altura deseada con una regla milimetrada. Para realizar los moldes para la prueba de contacto utilizamos cera rosa para darle la forma, para su posterior acrilización con la técnica de espolvoreado.

Utilizamos piedras rosas y puntas de goma para pulir acrílico y eliminar las imperfecciones por el acrilizado y darle una mejor presentación a las muestras.



Fig. 11 Muestras de los moldes espaciadores

PROCEDIMIENTO

Para dicho estudio se usaron tres distintas marcas de lámparas LED (*BLUEPHASE IVOCLAR VIVADENT*[®] con una intensidad lumínica de 1100 mW/cm², *ELIPAR FREELIGHT 3M ESPE*[®] con una intensidad lumínica de 1000 mW/cm², *ULTRA-LUME 5 ULTRADENT*[®] con una intensidad lumínica de 800mW/cm²).

PASO 1

Se midió la temperatura que producen las lámparas con un termómetro ambiental utilizando los moldes espaciadores para cada una de las lámparas y evitar la fuga de luz. Se anoto la temperatura ambiente, como temperatura inicial 23°C. Cada una de las lámparas fue colocada en una base plana de forma que tuviera estabilidad.

Paso 2

Se colocó el termómetro sobre la misma base plana así mismo el molde espaciador con cada lámpara (*BLUEPHASE IVOCLAR VIVADENT*[®], *ELIPAR FREELIGHT 3M ESPE*[®] y *ULTRALUME 5 ULTRADENT*[®]) cubriendo la oliva del termómetro, esto con la finalidad de que no haya fuga de luz.

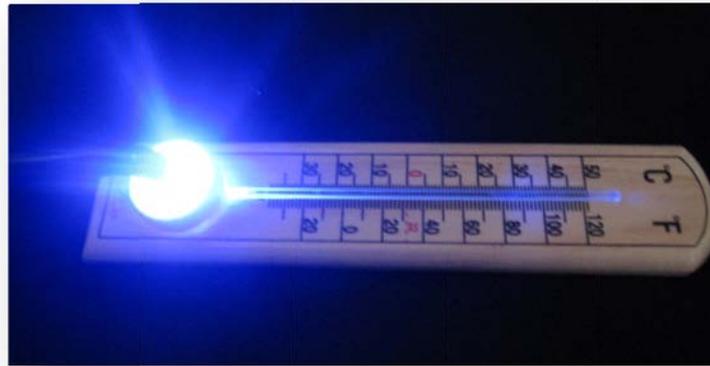


Fig.12 Lámpara *BLUEPHASE DE IVOCLAR VIVADENT*[®] colocando la punta a contacto, a 2 mm y a 5 mm respectivamente directamente en la oliva del termómetro.

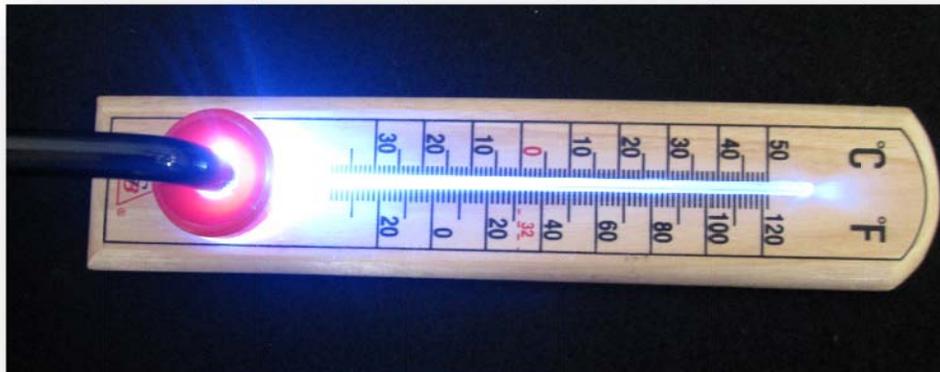


Fig.13 Lámpara *ELIPAR FREELIGHT DE 3M ESPE*[®] colocando la punta a contacto, a 2 mm y 5 mm directamente sobre la oliva del termómetro

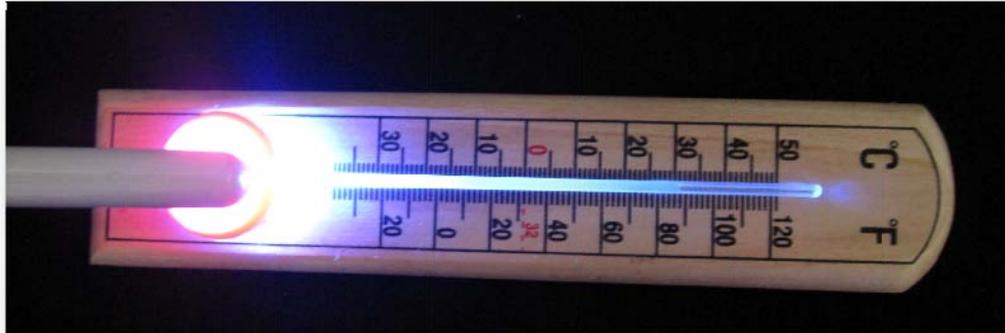


Fig.14 Lámpara *ULTRA-LUME 5 DE ULTRADENT*[®] colocando la punta a contacto, a 2mm y a 5 mm sobre la oliva del termómetro.



5. RESULTADOS

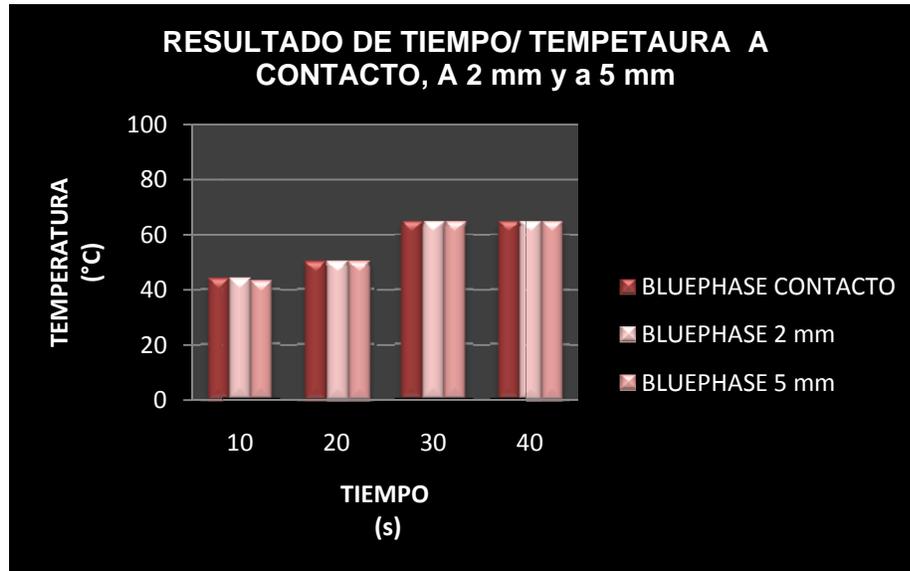
Se cuantificó y registró el incremento de la temperatura de las tres lámparas sujetas a estudio para después ser comparadas. Se muestran los resultados en tablas y gráficas.

BLUPHASE IVOCLAR VIVADENT®. Se observó que esta lámpara a los 30 y 40s y a una distancia de 2 y 5 mm, generó una temperatura mayor a los 50° C, generando una menor temperatura a los 10s de exposición y a una distancia de 5 mm. (Tabla 1, Gráfica 1)

Tabla 1. LÁMPARA BLUEPHASE IVOCLAR VIVADENT®

TIEMPO	CONTACTO	2 mm	5 mm
10s	44	43	42
20s	50	50	50
30s	S/D	S/D	S/D
40s	S/D	S/D	S/D

Grafica 1.

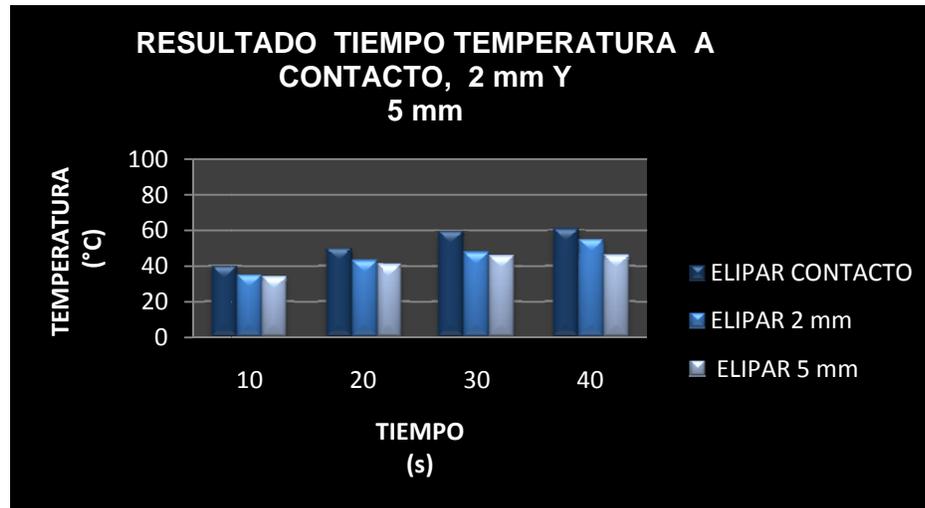


ELIPAR FREELIGHT 3M ESPE®: Se observó que la mayor temperatura generada en esta prueba fue a contacto con un tiempo de exposición de 30s lo cual no tenemos un registro ya que sobrepaso la escala de los 50°C. En el caso de la medición a mayor distancia (5 mm) podemos observar que la temperatura siempre estuvo en rango y no sobrepasó los 46° C. (Tabla 2, Grafica 2)

TABLA 2. LÁMPARA ELIPAR FREELIGHT 3M

TIEMPO	CONTACTO	2 mm	5 mm
10s	40	35	34
20s	50	43	41
30s	S/D	48	46
40s	S/D	S/D	46

Gráfica 2



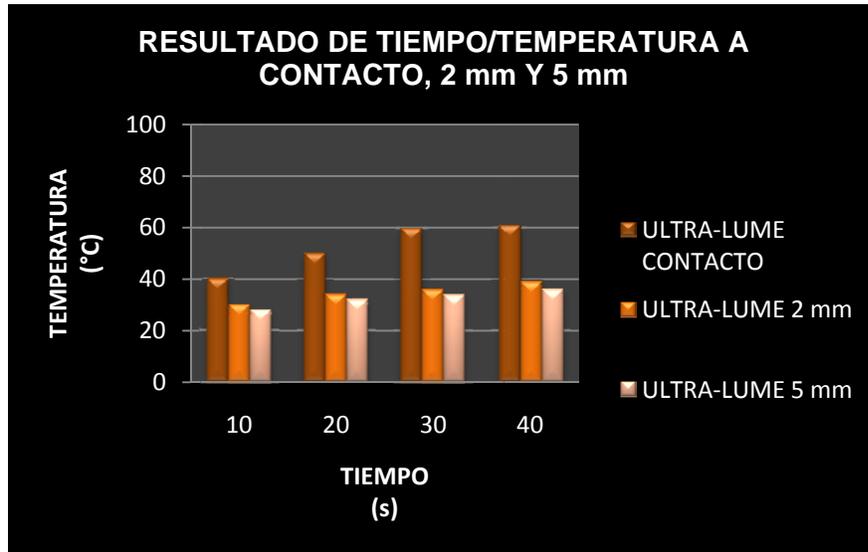
ULTRA-LUME 5 ULTRADENT®. Se observó que la mayor temperatura generada fue a 30 y 40s en la prueba a contacto el cual no tenemos un registro por la alta temperatura que se generó; sin embargo pudimos observar que las temperaturas disminuyeron significativamente conforme la distancia aumentaba. (Tabla 3, Grafica 3)

TABLA 3. LÁMPARA ULTRA-LUME 5 ULTRADENT®

TIEMPO	CONTACTO	2 mm	5 mm
10s	40	30	28
20s	50	34	32
30s	S/D	36	34
40s	S/D	39	36



GRÁFICA 3





6. CONCLUSIONES

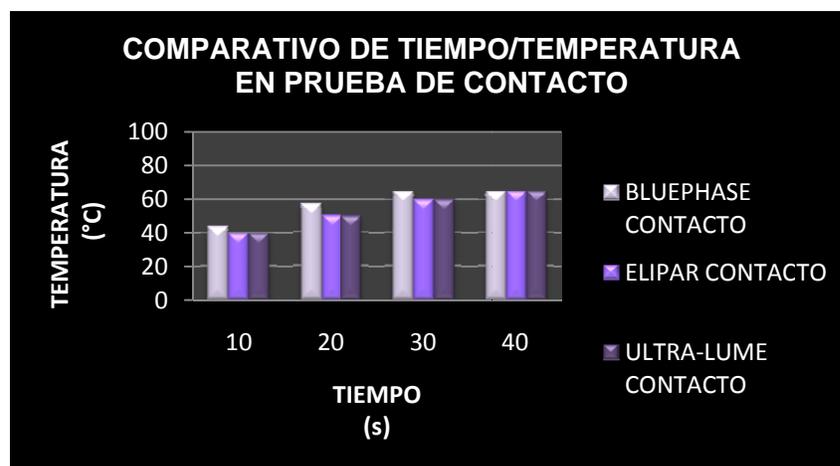
COMPARACIÓN DE LOS RESULTADOS DE LA PRUEBA A CONTACTO CON LOS TIEMPOS ESTABLECIDOS DE LAS TRES LÁMPARAS LED SUJETAS A ESTUDIO.

Lo más relevante en el comparativo es que la lámpara *BLUPHASE IVOCLAR VIVADENT*[®] es la que mayor temperatura generó en la prueba de contacto en los cuatro intervalos de tiempo expuestos, teniendo en cuenta que las dos lámparas restantes también generaron temperaturas elevadas al contacto 30 y 40s de exposición no obteniendo un registro de ellos ya que sobrepasan los la escala de los 50°C. (Tabla 4, Grafica 4)

TABLA 4. COMPARTIVO A CONTACTO DE LAS TRES LAMPARAS LED

TIEMPO	BLUPHASE [®] CONTACTO	ELIPAR [®] CONTATO	ULTRA-LUME [®] CONTACTO
10s	44	40	40
20s	57	50	50
30s	S/D	S/D	S/D
40s	S/D	S/D	S/D

GRAFICA 4





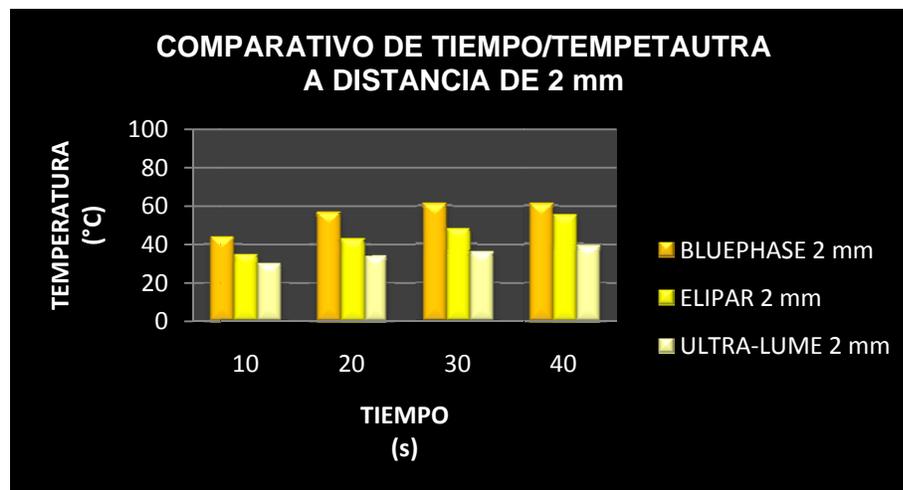
COMPARACIÓN DE LOS RESULTADOS DE LA PRUEBA A 2 mm DE DISTANCIA Y A LOS TIEMPOS ESTABLECIDOS DE LAS TRES LÁMPARAS LED SUJETAS A ESTUDIO.

Lo más relevante en el comparativo es que la lámpara *BLUPHASE IVOCLAR VIVADENT*[®] es la que mayor temperatura generó en la prueba de 2 mm en los cuatro intervalos de tiempo expuestos, no obteniendo registro alguno de la prueba a 30 y 40s de exposición por las altas temperaturas que genera. Y la que menor temperaturas generadas fue la *ULTRA-LUME 5 ULTRADENT*[®] con resultados muy por debajo de la *BLUPHASE IVOCLAR VIVADENT*[®]. (Tabla 5, Gráfica 5)

TABLA 5. COMPARTIVO A 2 mm DE LAS TRES LAMPARAS LED

TIEMPO	BLUPHASE [®] 2 mm	ELIPAR [®] 2 mm	ULTRA- LUME [®] 2 mm
10s	44	35	30
20s	57	43	34
30s	S/D	48	36
40s	S/D	55	39

GRÁFICA 5





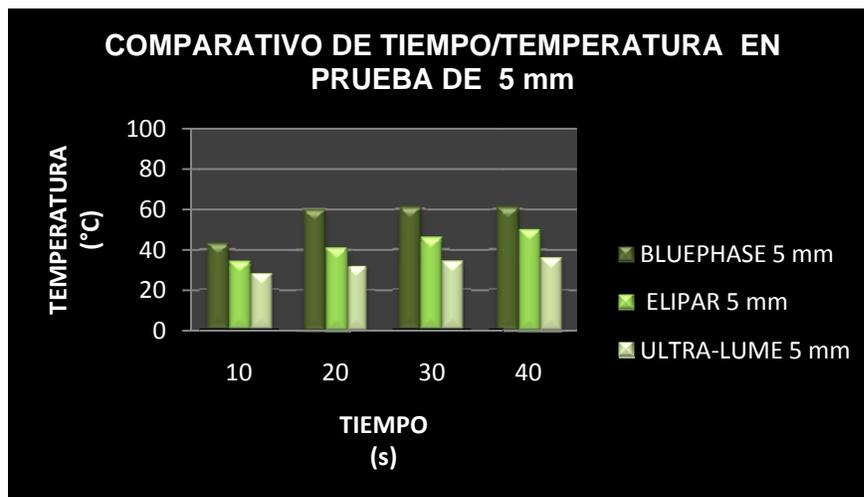
COMPARATIVO DE LOS RESULTADOS A LA PRUEBA DE 5 mm DE LAS TRES LÁMPARAS LED SUJETAS A ESTUDIO.

Lo más significativo en el comparativo es que la lámpara *BLUPHASE IVOCLAR VIVADENT*[®] es la que mayor temperatura generó en la prueba de 5 mm en los cuatro intervalos de tiempo expuestos, a registros de las dos restantes, no obteniendo registro alguno de la prueba a 20, 30 y 40s de exposición por las altas temperaturas que genera. Y la que menor temperatura generó fue la *ULTRA-LUME 5 ULTRADENT*[®] con resultados muy por debajo de la *BLUPHASE IVOCLAR VIVADENT*[®]. (Tabla 6. Gráfica6)

TABLA 6. COMPARTIVO A 5 mm DE LAS TRES LAMPARAS LED

TIEMPO	BLUPHASE [®] 5 mm	ELIPAR [®] 5 mm	ULTRA-LUME 5 [®] 5 mm
10s	43	34	28
20s	S/D	41	32
30s	S/D	46	34
40s	S/D	50	36

GRAFICA 6





- 1.- La lámpara que menor temperatura generó a las distancias e intervalos de prueba es *ULTRA-LUME 5 de ULTRADENT®*.
- 2.- La lámpara que más temperatura generó a las distancias e intervalos de prueba fue *BLUPHASE IVOCLAR VIVADENT®*.
- 3.- La lámpara que se encuentra en un rango intermedio con mínima variación respecto a la temperatura registrada con *ULTRA-LUME 5 de ULTRADENT®* a contacto por 30s fue *ELIPAR FREELIGHT 3M ESPE®*.
- 4.- Una probabilidad en el aumento de temperatura en el presente estudio con respecto a los resultados ya descritos parece ser la presencia de fibra de vidrio con el que están fabricadas las puntas de las lámparas *BLUPHASE IVOCLAR VIVADENT®* y *ELIPAR FREELIGHT 3M ESPE®* lo cual tenemos presente por la variación de la temperatura generada por *ULTRA-LUME 5 de ULTRADENT®*.
5. Otro factor importante que debemos tomar en cuenta con respecto al aumento en la temperatura generada en el presente estudio es la intensidad (m/W) que presenta cada lámpara, siendo mayor en la *BLUPHASE IVOCLAR VIVADENT®*.



7. BIBLIOGRAFÍA

1. Gumbau C. Fuentes lumínicas para la fotoactivación en odontología.
<http://www.blanqueamientodental.com>
2. Schmidseder J. (1999). "Fundamentos de la polimerización" en Atlas de Odontología. Estética. Ed. Masson.
3. Giner L, Rivera M, Cucurella S, Ferre J. Lámparas de emisión de diodos (L.E.D.) El futuro de la fotopolimerización
<http://www.gacetadental.com/index2.html>.
4. Guzmán. Unidades de fotocurado.
<Http://www.encolombia.com>
5. Macchi R.L (2000). "Unidades para fotopolimerización" en Materiales Dentales. 3° ed.
Buenos Aires. Ed. Panamericana. 97-102.
6. Reality (2001). "Curing Light". Ed. Reality Publishing Company.
15:149-68.
7. Reality (2002). "Curing Light". Ed. Reality Publishing Company.
16:160-75.
8. Clinical Reserch Associates (CRA) Newsletter. (2001). "Lamparas Polimerizadoras de Resina, Halógenas Rápidas". CRA Newsl. (ed. esp.); 15(7):1-2.
9. Clinical Reserch Associates (CRA) Newsletter. (1999). "Rapid Curing Light & Resin Initiator Imcompatibility". CRA Newsl; 23(12): 1-2.
10. Arias J.R., Azabal M. e Hidalgo J.J. (2001). "Estudio "In Vitro" de la profundidad.
11. Koellensperger P. (2003). "Fotopolimerización: entre dudas y realidades". New&Now. 1:26-27.
12. Galán Ruiz C. (2000). "La luz de polimerización rápida: criterios de selección". Gaceta Dental; 108:70-2.



13. Toledano Pérez M., Osorio Ruíz R., Sánchez Aguilera F., Osorio Ruiz E. (2003). "Adhesión en Odontología" en Arte y Ciencia de los Materiales Odontológicos. Ediciones Avances Médico Dentales SL. Madrid.
14. Kurachi C., Tuboy A., Magalhães D. y Bagnato V. (2001). "Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices". Dent. Mat.; 17:309-315.
15. Schmidseder J. (1999). "Restauraciones de metal-cerámica y de cerámica pura" en Atlas de Odontología Estética. Ed. Masson.
16. Roth F., (1994). "Lámparas de Fotopolimerización" en Los Composites. Ed. Masson S.A.
17. Rueggeberg FA., Caugh Man WF. (1998). "Factors affectng light transmission of singleusse, plastic light-curing tips". Operative Dentistry; 23:179-184.
18. Schmidseder J. (1999). "Fundamentos de la polimerización" en Atlas de Odontología Estética. Ed. Masson.
19. Suñol L., Cid A. y Gaseni M. (1999). "Sistema de polimerización mediante radiaciones ionizantes de gas xenón. Luz plasma". Quintessence (ed.esp.); 12(5): 317-20.
20. Abalos C., Martín J., LLamas R. y Jiménez A. (1999). "Factores que influyen en la intensidad producida por las lámparas de polimerización". RCOE; 4(1): 25-38.
21. Albers H. (1988). "Efectos secundarios de la luz de polimerización" en Odontología Estética. 1ª ed. Labor S.A.
22. Roth F., (1994). "Lámparas de Fotopolimerización" en Los Composites. Ed. Masson S.A.
23. Pires J., Cvitko E., Denehy G. y Swift E. (1995). "Efectos de la distancia de la punta de fotopolimerización sobre la intensidad de la luz y la microdureza de las resinas compuestas". Quintessence (ed. esp.); 8(3): 154-58.



24. Abalos C., Martín J., LLamas R. y Jiménez A. (1999). “Factores que influyen en la intensidad producida por las lámparas de polimerización”. RCOE; 4(1): 25-38.
25. Ivoclar. Familia Bluphase. Ivoclar-Vivadent.
<http://www.ivovlarvivadent.com>
26. 3M ESPE. Elipar. Freelight.
27. Ultradent.
28. Bhaskar, S. N. (1993). Histología y embriología bucal. Trad. Oscar S. Bonal. 11 ed. México: Mosby. 488p.
29. Kreisler, A. H. D. (2002). Intrapulpal temperature changes during root surface irradiation withan 809-nm GaA1As laser. Oral Sur O Med O Patho. 93(6): 730-734.
30. Seltzer, S. y Bender, I. B. (1987). Pulpa dental. Trad. José Antonio Ramos Tercero. 3 ed. México: El Manual Moderno. pp. 191-192.
31. Sicher, H. (1962). Orbans oral histology and embriology. Trad. José Antonio Ramos Tercero. 5 ed. Saint Louis: Mosby Company. 523p.