



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

EFFECTO DE LA INTENSIDAD LUMÍNICA, DISTANCIA
FOCAL Y TIEMPO DE POLIMERIZACIÓN SOBRE UNA
RESINA COMPUESTA.

TESINA

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A:

ALFONSO RIVERO CHAVEZ

TUTOR: Mtro. CARLOS ALBERTO MORALES ZAVALA

ASESOR: Dr. CARLOS ÁLVAREZ GAYOSSO



Universidad Nacional
Autónoma de México



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.



AGRADECIMIENTOS

A Dios por darme la gran bendición de llegar a cumplir esta meta tan importante en mi vida.

A mis padres por ser mi apoyo y mi guía, por compartir sus conocimientos y sus experiencias que me sirvieron como base para recorrer este camino.

A mis amigos y mentores, Jorge y Eli, por el apoyo incondicional que me brindaron, de todas las formas que les fueron posibles. También por que fueron parte fundamental de mi formación laboral y del conocimiento de esta carrera, pero aun mas importante porque me mostraron una amistad sincera y sin intereses de por medio.

A mi tío Pablo por darme la oportunidad de empezar a trabajar en este medio y darme las bases que hasta el momento aplico para la práctica de esta profesión.

A mis amigos y amigas, que aunque a algunos los conocí en el último año de la carrera y otros han estado conmigo desde la primaria, todos me apoyaron siempre y me ayudaron a culminar esta etapa, creando momentos inolvidables.

A Jess por su gran apoyo y ayuda, que fueron fundamentales en el final de la carrera y en el proceso de titulación.

A mis tutores por 3 años de trabajo con muchas experiencias, oportunidades, enseñanzas y apoyo en todos nuestros trabajos realizados.

A mis profesores por las enseñanzas y conocimientos que desarrollaron mi formación académica.

A mi Universidad que me brindo la infraestructura y los recursos para mi formación profesional en esta institución de la que siempre me sentiré orgulloso de formar parte. También al proyecto UNAM-PAPIME-PE204515 por todas las oportunidades brindadas y a los aprendizajes que me permitieron enriquecer mi formación profesional.



INDICE	PÁGINA
1. Introducción	4
2. Antecedentes	5
2.1. Luz	5
2.1.1. Definición	5
2.1.2. Espectro de Ondas electromagnéticas	5
2.1.3. Luz azul	6
2.1.4. Fuente de luz	7
2.1.4.1. Irradiancia	8
2.1.4.2. Tiempo de exposición	8
2.1.4.3. Fuente de luz	9
2.1.5. Tipos de lámparas utilizadas en Odontología	9
2.1.5.1. Lámparas halógenas	11
2.1.5.1.1. Lámparas halógenas convencionales	11
2.1.5.1.2. Lámparas halógenas de curado gradual	11
2.1.5.1.3. Lámparas halógenas de alta irradiancia	12
2.1.5.1.4. Lámparas halógenas de baja irradiancia	13
2.1.5.2. Lámparas de arco de plasma	14
2.1.5.3. Dispositivos laser (Laser de argón)	15
2.1.5.4. Equipos LED	15
2.2. Resinas Compuestas	16
2.2.1. Definición	16
2.2.2. Componentes	16
2.2.3. Sistema activador-iniciador	17
2.2.3.1. Resinas fotoactivadas	17
2.2.4. Propiedades de las resinas compuestas	18
2.2.4.1. Profundidad de curado	19
2.2.4.2. Resistencia a la flexión	20
2.2.4.3. Modulo elástico	20
2.2.4.4. Encogimiento por polimerización	20
2.2.4.5. Rapidez de polimerización	21
2.2.5. Tipos de curado	21
2.2.5.1. Curación química	21
2.2.5.2. Fotocuración	22
2.2.5.3. Curado dual	22
2.3. Polimerización	22
2.3.1. Fases de la reacción de polimerización	23
2.3.1.1. Fases de la reacción lumínica	23
2.3.1.1.1. Fase de activación	23
2.3.1.1.2. Fase de iniciación o de inducción	23
2.3.1.1.3. Fase de propagación	23
2.3.1.1.4. Fase de terminación	24
3. Planteamiento del problema	25
4. Justificación	26



5. Hipótesis	27
6. Objetivos	28
6.1. Objetivo general	28
6.2. Objetivos específicos	28
7. Material y método	29
7.1. Tipo de estudio	29
7.2. Equipo	29
7.3. Material	31
7.4. Criterios de inclusión	32
7.5. Criterios de exclusión	32
7.6. Variables de estudio	33
7.6.1. Variable independiente	33
7.6.2. Variable dependiente	34
7.7. Recursos	34
7.7.1. Recursos humanos	34
7.7.2. Recursos materiales	34
7.7.3. Recursos financieros	34
7.8. Método	35
8. Resultados	43
8.1. Profundidad de curado	44
8.2. Flexión	46
8.2.1. Resistencia a la flexión	46
8.2.2. Modulo elástico	48
8.3. Prueba de encogimiento por polimerización	50
8.3.1. Rapidez de polimerización	50
8.3.2. Porcentaje de encogimiento	52
9. Discusión	54
10. Conclusiones	56
11. Referencias bibliográficas	57



1. INTRODUCCIÓN

La resina compuesta es un material usado comúnmente en los consultorios dentales, para esta la fotopolimerización es un paso esencial ya que repercute directamente en sus características físicas y químicas.

En la actualidad se pueden encontrar en el mercado diferentes lámparas para fotocurado, cada una con diferentes modos de trabajo y características, como son la regulación del tiempo y diferentes intensidades (alta, baja y rampa). Esto da como resultado distintas técnicas de manipulación que no necesariamente resultan favorables para las características finales del material.

En este trabajo se muestra un estudio en el cual se analizó el efecto en las características de una resina compuesta al fotopolimerizarla a diferentes intensidades, distancias focales y tiempos de fotocurado para determinar cuál es la mejor técnica para su manipulación, así como asignarle un valor numérico a las diferentes técnicas usadas en el curado de una resina.



2. ANTECEDENTES

2.1. Luz

2.1.1. Definición.

Según la definición “luz” (del lat. Lux, lucis) es la región visible de la radiación electromagnética; en sentido amplio, también la radiación infrarroja (IR) o la ultravioleta (UV). Puede ser directa o indirecta (difusa), polarizada, homogénea (monocromática) o heterogénea (policromática). Es absorbida por la materia (tejidos) en mayor o menor proporción, con transformación de su energía en calor o en luz emitida en una nueva longitud de onda. ¹

2.1.2. Espectro de Ondas electromagnéticas

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

El espectro de ondas electromagnéticas corresponde al ordenamiento de las diferentes radiaciones conocidas, de acuerdo a su longitud de onda. ²

En la actualidad, se conoce que el espectro electromagnético abarca un amplio intervalo de frecuencias.

Newton fue el primero que realizó estudios detallados de la región visible, dispersando “luz blanca” a través de un prisma. En orden de longitudes de onda crecientes, los colores espectrales son el violeta (450 nm), azul (480 nm), verde (520 nm), amarillo (580 nm), naranja (600 nm) y rojo (640 nm). ³

El espectro electromagnético es continuo, no hay brechas entre una forma de radiación y otra. En teoría, no hay un límite superior ni inferior para el espectro, por conveniencia se ha dividido en ocho regiones principales: 1) ondas de radio largas, 2) ondas de radio cortas, 3) región infrarroja, 4) región visible, 5) región ultravioleta, 6) rayos X, 7) rayos gamma y 8) fotones cósmicos. ³



2.1.3. Luz azul.

Se le da el nombre de luz azul, a la luz cuyo espectro de onda varía entre 400 y 500 nm, cuya producción puede obtenerse a partir de lámparas especiales.⁴

En el caso de materiales en los que la reacción de polimerización debe ser activada en la cavidad oral de un paciente, la radiación por emplear no debe tener longitud de onda reducida, ya que estas son incompatibles con la seguridad biológica que el trabajo requiere, debido a que son absorbidas por los tejidos y células a los que daña de forma diversa. En otro extremo, las radiaciones de muy larga longitud de onda, si bien no producen daño significativo, no resultan aptas ya que, por estar en abundancia en el ambiente actuarían constantemente en el material y no en el momento en el que se requiere.

Todas estas consideraciones hacen que, para las condiciones a que se está haciendo referencia (activación directa en el medio oral), la sustancia que sea incorporada a alguna material para ser activada debe hacerlo absorbiendo radiaciones de longitudes de onda de aproximadamente entre 450 y 500 nm, que corresponden fundamentalmente al color azul.

Los dispositivos por utilizar con esos materiales deben ser capaces, por ende, de generar una radiación de esas características y evitar su combinación con otras más cortas o más largas que producirían los efectos indeseables ya mencionados.

Las unidades para la activación intraoral de la polimerización funcionan proveyendo una radiación que oscila en una valor medio de alrededor de 470 nm.⁵



2.1.4. Fuente de luz.

La polimerización iniciada por luz, se ha convertido en una parte integral de la odontología moderna, ya que muchos materiales ampliamente utilizados se polimerizan con ayuda de la luz. En el desarrollo de los materiales fotopolimerizables se deben tener en cuenta, en particular, las siguientes propiedades.²³

- Color y translucidez óptica del composite
- Propiedades de contracción
- Sistema de iniciadores

Estas características, fijan ciertos estándares para las unidades o lámparas de polimerización. Entre los factores que condicionan la reacción de polimerización y que dependen de la fuente de luz están:

- Espectro de emisión: Para conseguir una polimerización adecuada lo ideal sería que las curvas de emisión de las lámparas y las curvas de absorción de los fotoactivadores que contiene el material coincidan.
- Fotoiniciadores: Se activan absorbiendo radiaciones con las siguientes longitudes de onda.-
 - a) Canforoquinona: entre 450 y 490 nm, con un máximo en los 468 nm
 - b) Fenilpropanodione entre los 400 y 450 nm, con un máximo en los 410 nm.²¹



2.1.4.1. Irradiancia.

Se refiere al flujo por unidad de área que recibe una superficie, y que es emitido por una fuente de luz.

Cuanto mayor sea el número de fotones presentes, mayor el número de moléculas de fotoiniciador que irán a alcanzar el estado excitado, para reaccionar con la amina y formar radicales libres, con lo que mayor será la extensión de la polimerización en la resina.

2.1.4.2. Tiempo de exposición.

La cantidad de energía total que recibe un composite no solo depende de la irradiancia de la fuente utilizada sino también del tiempo durante el cual se produzca la emisión. Se ha determinado experimentalmente que para asegurar un curado efectivo se necesita al menos 500 mW/cm^2 durante 30 segundos o 600 mW/cm^2 durante 20 segundos; así mismo se ha demostrado que con 200 mW/cm^2 no es posible polimerizar adecuadamente una capa de 2 mm de composite, a pesar de alargar el tiempo de exposición.²¹

La cantidad de energía que recibe el material sufre un descenso progresivo conforme la luz penetra en el composite debido a la absorción de fotones por las capas de composite más superficiales y por la dispersión y reflexión de los que atraviesa el material. Por ese motivo, se recomienda que no superen los 2mm de espesor, independientemente del tipo de lámpara, de su irradiancia o del tiempo de exposición.²¹

El parámetro que relaciona ambas magnitudes (irradiancia y tiempo) es lo que en la literatura odontológica se conoce como dosis energética, densidad energética o energía total.²¹



2.1.4.3. Fuente de luz.

Una adecuada polimerización de los materiales restauradores, es fundamental para obtener óptimas propiedades físico-mecánicas, hoy en día existen diferentes tipos de fuentes de polimerización, de las cuales se habla a continuación.²⁴

2.1.5. Tipos de lámparas utilizadas en Odontología

Es evidente la estrecha relación existente entre la Odontología estética y los materiales fotoactivables. Existe una alta demanda sobre los materiales que necesitan de activación lumínica por lo que la industria ha incrementado sus esfuerzos para el desarrollo y aplicación en odontología de nuevas fuentes de luz cada vez más rápidas y eficaces.

La luz ultravioleta fue el primer tipo de fuente lumínica utilizada para la foto activación de composites en la década de los setenta, aunque se reemplazó rápidamente por otros sistemas debido a su escasa capacidad de penetración, lentitud de foto activación y riesgo de lesiones ante exposiciones prolongadas. No obstante, a pesar que su uso se abandono hace ya más de 25 años, todavía se habla de polimerización mediante luz ultravioleta para referirse a la luz azul de las lámparas actuales.

Desde mediados de los ochenta y hasta mitad de los noventa, la principal fuente de iluminación ha sido la lámpara halógena, la cual ha sufrido una escasa evolución cualitativa durante este periodo ya que los principales esfuerzos científicos se encaminaban hacia la mejora de la polimerización mediante el desarrollo y evolución sobre la propia composición química de los materiales fotocurables.

En la actualidad, la industria ha vuelto a prestar atención a la fuente lumínica de foto activación como nueva posibilidad para la mejora en las propiedades clínicas de los materiales, introduciendo en el mercado, nuevas lámparas que pretenden mejorar las prestaciones antiguas de las lámparas halógenas o que incorporan otro tipo de fuentes lumínicas.



La principal misión de la lámpara de foto activación consiste en la activación mediante su energía lumínica, de los compuestos químicos fotoiniciadores existentes en la formulación del material, los cuales desencadenaran la reacción química de transformación del producto inicial en el producto final deseado.⁶

El compuesto que se utiliza con frecuencia es la canforquinona la cual es especialmente sensible a la energía lumínica y tiene un promedio de absorción entre 400 y 500 nm, que se encuentran en la región azul del espectro de luz visible⁷, provocando la aparición de radicales libres capaces de desencadenar la reacción química deseada⁶. Debido a que este compuesto tiene una coloración amarillenta se le añaden fotoiniciadores blanquecinos, para que el resultado de la restauración no se vea afectada por esta desventaja.⁸

En la clínica dental, la polimerización no se puede lograr con formas de luz simples. Para este proceso, se requiere luz azul rica en energía. Lo ideal para asegurar la completa polimerización de los composites a través de la estructura dental es al menos 1. 000 mW/cm². De acuerdo con el concepto de Energía Total, desde el punto de vista técnico, se necesita una intensidad lumínica por encima de 1. 000 mW/cm² para fotopolimerizar un composite en 10 segundos.⁸ Si ello no se cumple, no se asegura una meticulosa polimerización de los composites y adhesivos en capas más profundas. Por esta razón debe controlarse con regularidad, la intensidad lumínica de las lámparas, que disminuye con el tiempo.⁸

Todas las lámparas de foto activación que existen actualmente en el mercado pueden ser clasificadas en función de las distintas tecnologías que poseen en cuatro grupos:

- Lámparas halógenas
- Lámparas de arco de plasma
- Dispositivos laser (Laser de argón)
- Equipos LED



2.1.5.1. Lámparas halógenas.

Son lámparas de tipo “incandescente”, es decir, su luz es emitida por un filamento de Volframio (o tungsteno) puesto en incandescencia por el paso de corriente. En el interior de su ampolla de vidrio existe una atmósfera gaseosa de halógeno cuya función es evitar que el filamento incandescente se quemé. Generan una luz blanca intensa que deberá ser filtrada mediante la interposición de un filtro óptico que permita obtener una luz azul que incluirá únicamente en el rango de longitud de onda eficiente para la foto activación de canforquinonas⁶ y filtre la radiación innecesaria reduciendo también así el desarrollo de calor.⁹

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

Existen diferentes tipos de lámparas halógenas: las convencionales, las de curado gradual (curado escalonado, curado en rampa, curado de pulsos diferido) de alta irradiancia y de baja irradiancia.⁵

2.1.5.1.1. Lámparas halógenas convencionales.

La mayoría de estas unidades generan una irradiancia de alrededor de 700-800 mW/cm².⁵

2.1.5.1.2. Lámparas halógenas de curado gradual.

Estas unidades emiten inicialmente una irradiancia lumínica mínima. Su baja intensidad inicial de curado produciría una disminución en la velocidad de conversión de los monómeros aumentando así la duración del periodo pregel a expensas del postgel. Ello se traduciría en una mayor posibilidad de liberación de los esfuerzos generados durante el primer periodo y una menor posibilidad de que se manifiesten los efectos adversos producidos por la no relajación durante el segundo (postgel).⁵



a) Curado escalonado.

En una primera etapa (los 5 primeros o 10 segundos), estos equipos emiten una irradiancia lumínica baja por unidad de superficie (generalmente alrededor de 100 mW/cm^2). Dicha irradiancia se va incrementando en forma escalonada hasta alcanzar un máximo (alrededor de 800 mW/cm^2).⁵

b) Curado en rampa.

La lámpara emite una irradiancia inicial, por unidad de superficie, de 0 mW/cm^2 , y en forma lineal durante 40 segundos de exposición va aumentando hasta alcanzar la irradiancia máxima.⁵

c) Curado por pulsos diferido.

Esta técnica se podría utilizar solo durante la colocación del último incremento del composite de la restauración. Esta última capa recibe una activación con irradiancia mínima (200 mW/cm^2) durante solo 3 segundos. Luego se procede al pulido y terminación de la restauración. Después de 5 minutos se procede a reactivar esta última capa a máxima irradiancia durante un periodo de 10 segundos y en distintas direcciones.⁵

2.1.5.1.3. Lámparas de halógeno de alta irradiancia.

Emiten una irradiancia de curado, sobre un área determinada de material de alrededor de $1,000 \text{ mW/cm}^2$ y recomiendan un tiempo de curado mucho menor que las convencionales, aproximadamente 3-5 seg. Si bien se basan en el ahorro del tiempo de foto activación con una adecuada polimerización, no tienen en cuenta los esfuerzos generados por la gran velocidad de conversión y, por ende, la extensión de la etapa posgel.⁵



2.1.5.1.4. Lámparas halógenas de baja irradiancia.

Con igual finalidad que las lámparas de curado gradual (la disminución de la velocidad de conversión) se ofrecen también lámparas halógenas de baja irradiancia de curado (menor a 600 mW/cm^2), sin especificar una modificación en el tiempo de activación, lo cual dejaría cierto margen para sospechar un menor grado de conversión y, en consecuencia, menores propiedades en la masa polimerizada. ⁵

CUADRO 1. VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LAS LAMPARAS HALOGENAS

1. VENTAJAS:

- Tecnología de bajo costo

2. DESVENTAJAS:

- Baja eficiencia
 - Genera altas temperaturas
 - Vida de uso corta
 - El espectro continuo debe ser reducido por medio de filtros.
-



2.1.5.2. Lámparas de arco de plasma.

Fueron introducidas a finales de la década de 1990. Estos equipos no fueron capaces de desplazar a las lámparas halógenas debido a varias desventajas (estrecho espectro de longitud de onda, alto desarrollo de temperatura y alto costo inicial).⁵

La luz de las lámparas de polimerización de arco plasma funciona mediante dos electrodos ubicados muy cerca el uno del otro. La aplicación de una elevada diferencia de irradiancia, genera un arco de luz que aparece entre esos dos electrodos.⁵ La luz generada con este tipo de dispositivo es de elevada irradiancia (mayor que $1,000 \text{ mW/cm}^2$). el espectro luminoso (sin filtrar) de este tipo de lámpara carece de rayos infrarrojos, por lo que teóricamente, se trata de un tipo de luz con menor poder calorífico y por tanto hay un menor riesgo de provocar sobrecalentamiento pulpar.^{5,6}

El espectro o amplitud de longitud de onda generada es menor que el que se obtiene con lámparas halógenas. Por consiguiente, un material determinado puede no polimerizar adecuadamente si la sustancia fotosensible no absorbe eficazmente esa radiación.⁵

CUADRO 2. VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LAS LAMPARAS DE ARCO DE PLASMA

1. VENTAJAS:

- Tiempos de polimerización cortos

2. DESVENTAJAS:

- Estrecho espectro de longitud de onda
 - Alto desarrollo de temperatura
 - Alto costo inicial
-



2.1.5.3. Dispositivos laser (Laser de argón)

También se han desarrollado dispositivos para fotocurado basados en la tecnología laser. Un laser de argón permite generar una radiación en el rango azul y puede desencadenar reacciones de polimerización en materiales de uso odontológico.⁵

Una posible ventaja de esta tecnología es que la radiación generada es coherente, por lo que no se dispersa a medida que se aleja de la fuente emisora, lo que permite que la irradiancia por unidad de superficie sea la misma.⁵ Posee por lo tanto una importante cantidad de penetración y genera poco sobrecalentamiento. No obstante al tratarse de un haz luminoso monocromático con espectro de longitud de onda estrecho, podrá existir un mayor número de materiales fotoactivables no compatibles con el sistema.⁶

CUADRO 3. VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LOS DISPOSITIVOS DE LASER.

1. VENTAJAS:

- Radiación coherente
- Capacidad de penetración
- Poco sobrecalentamiento

2. DESVENTAJAS:

- Alto costo
 - estrecho espectro de longitud de onda.
-

2.1.5.4. Equipos LED.

En los últimos años se han desarrollado los diodos emisores de luz azul (LED, del inglés light-emitting diode) merced a los importantes avances de la industria de semiconductores. Esto permitió el empleo de esta nueva tecnología para la fotopolimerización de materiales aplicados a la odontología.⁵

Estas lámparas se caracterizan por no utilizar foco, es decir su luz no se emite por el calentamiento de filamentos metálicos, sino por emisión de energía a partir de diodos simétricamente orientados que evidencian una luz azul.¹⁰



2.2. Resinas compuestas.

2.2.1. Definición.

Un composite es un material heterogéneo formado por dos componentes, que poseen cualidades superiores a las de cada uno de ellos, con una gran densidad de entrecruzamientos poliméricos reforzados por una dispersión de sílice amorfo, vidrio, partículas de rellenos cristalinos u orgánicos que se unen a la matriz gracias a un agente de conexión.^{11,12}

2.2.2. Componentes.

El composite está conformado por las siguientes componentes:^{13,14}

- a) Matriz orgánica: Es un material de resina plástica que forma una fase continua que representa del 30-50% del volumen total del material. Está compuesta por monómeros orgánicos disfuncionales, la mayoría contienen dimetacrilato de diglicidietere de bisfenol-A (Bis-GMA), dimetacrilato de uretano (UDMA) o dimetacrilatos de trietilenglicol (TEGDMA).¹⁴
- b) Relleno: son partículas o fibras de refuerzo que forman una fase dispersa. Su principal papel del relleno es conferir al composite sus propiedades físicas y mecánicas siempre que estén bien adheridas a la matriz, sin perder las ventajas propias aportadas por la matriz de resina.¹⁵
- c) Agente de conexión o acoplamiento: sustancia química que favorece la unión del relleno con la matriz. Normalmente se usa un compuesto químico denominado silano.
- d) Sistema activador-iniciador de la polimerización: compuestos químicos que inician y continúan la reacción de polimerización.
- e) Pigmentos: sustancias químicas que permiten obtener el color semejante al diente.



2.2.3. Sistema activador-iniciador.

Existen varias formas de activar una polimerización en las resinas, una de ellas es usando una fuente lumínica, sin embargo, para poder acelerar el proceso es necesario usar un iniciador junto con un activador adecuado.

Los iniciadores son capaces de romper la doble ligadura del monómero para convertirlo en polímero.¹⁶ Los monómeros de metil metacrilato y di-metil metacrilato polimerizan por mecanismos de adición de polimerización iniciados por radicales libres. Los radicales libres pueden ser generados por activación química o por activación energética (calor o luz).¹²

2.2.3.1. Resinas fotoactivadas.

Los compuestos dentales se proporcionan como pasta simple contenida en una jeringa, la iniciación de los radicales libres consiste en la foto activación de las moléculas y del activador de amina contenido en esta pasta. Cuando estos dos componentes han sido expuestos a la luz interactúan. La exposición a la luz en una longitud de onda de aproximadamente 470 nm produce un estado de excitación del fotoiniciador e interacción con la amina para formar radicales libres que inicien la polimerización.¹²

Un fotoiniciador es una molécula que absorbe luz formando especies reactivas capaces de iniciar una reacción en cadena. Un co-iniciador es la parte del sistema químico que no absorbe luz, pero participa en la producción de las cadenas. Al incidir los fotones sobre el fotoiniciador, los grupos funcionales lo absorben, entrando en un estado de excitación y chocando con las aminas presentes en el medio, generando un intercambio de electrones que da lugar a la formación de radicales libres. Estos radicales buscan establecer un enlace covalente con un monómero para formar un complejo monómero-radical que prosigue la reacción o fase de propagación. La reacción terminará mediante los mecanismos característicos de la fase de terminación.



CUADRO 4. REQUISITOS DE LOS FOTOINICIADORES.¹⁷

- Ser solubles en otras sustancias
- No ser toxico
- Fácil manipulación
- Ser inodoro
- Tener baja degradación química antes y después de una reacción
- Alta capacidad de generar especies activas, lo que provoca un alto rendimiento cuántico de formación de radicales libres
- Vida útil y larga
- Ser incoloros
- Baja tendencia a la decoloración.

Los fotoiniciadores que generan radicales libres se clasifican en base al mecanismo por el cual son creados; hay dos tipos:

- Tipo I: estos son aquellos que después de absorber la luz generan radicales libres por fragmentación de molécula, es un proceso directo de fotofragmentación.¹⁷
- Tipo II: estos son aquellos que absorben luz y producen un estado de excitación en la molécula y esta a su vez interactúa con una segunda sustancia la cual es donadora de electrones para que los radicales libres puedan ser generados. La molécula que absorbe la luz es llamada fotoiniciador y la donadora de electrones co-iniciador.¹⁷

2.2.4. Propiedades de las resinas compuestas.

Las especificaciones que deben de respetar las resinas para restauración marcan las propiedades que deben cumplir. La profundidad de curado, la resistencia a la flexión, el modulo elástico y la contracción son solo unas de ellas.



2.2.4.1. Profundidad de curado.

La profundidad de curado está definida como el grosor de resina compuesta que puede polimerizar de monómero a polímero bajo condiciones específicas de fotopolimerización.¹²

Esta propiedad resulta de gran importancia en el estudio de las resinas compuestas fotopolimerizables, debido a que constituye una medida de la eficiencia de la polimerización. Mientras mayor es la profundidad de curado, mayor es el grado de conversión y por consiguiente, menor la cantidad de monómero que queda sin polimerizar.²⁵

La intensidad máxima del haz de radiación lumínica se concentra cerca de la superficie de la resina; a medida que la luz penetra en el material, es dispersada y reflejada, con lo que pierde intensidad. Existen varios factores que influyen en el grado de polimerización después de la fotoiniciación.

La resina debe tener una concentración de fotoiniciador o absorbentes de luz que pueda reaccionar con la longitud de onda adecuada. El contenido y el tamaño de las partículas de relleno influyen considerablemente en la dispersión del haz de luz.

La intensidad de la luz en la superficie de la resina es un factor crítico para poder lograr una polimerización completa, tanto en la superficie como en el interior del material. Para conseguir una penetración óptima hay que mantener el extremo de la fuente de luz a menos de 1 mm de la superficie.

Sin embargo la absorción y la dispersión de la luz en resinas compuestas hacen que la irradiancia y el grado de conversión, disminuya de forma exponencial con la profundidad de penetración.²⁶

El tono de la resina tiene una importancia considerable, ya que las tonalidades más opacas limitan la transmisión de la luz y solo permite la polimerización a profundidades mínimas. El tiempo de exposición normal para la mayoría de las lámparas de luz visible es de 20 segundos.



En general este tiempo es suficiente para polimerizar una resina clara hasta una profundidad de 2 a 2.5 mm. Con una exposición de 40 segundos aumenta el grado de polimerización a todas las profundidades, pero es necesario para polimerizar las tonalidades más oscuras. La aplicación de la luz a través de 1 mm o menos de espesor de estructura dental permite la polimerización a poca profundidad, pero los valores de dureza obtenidos no son uniformes a diferentes profundidades.

La consecuencia práctica es que la profundidad de curado está limitada a 2 o 3 mm a menos que se aplique un tiempo de exposición de luz extremadamente largo, independientemente de la intensidad de la lámpara.¹²

2.2.4.2. Resistencia a la flexión.

Básicamente la resistencia a la flexión (FS) es una propiedad mecánica significativa de materiales frágiles, describe la cantidad de fuerza requerida para doblar y romper el material, a esto también se le denomina resistencia transversal.²⁷

2.2.4.3. Modulo elástico.

Es la relación entre el esfuerzo y la deformación: cuanto menor sea la deformación para una tensión dada, mayor es el valor del modulo de elasticidad y más rígido el material. Esta propiedad mecánica es importante en la clínica para el buen comportamiento de la interfase material/diente.^{12, 27}

El modulo elástico se expresa en unidades de fuerza por unidad de área, normalmente en Giganewtons por metro cuadrado (GN/m^2) o Gigapascales (GPa). Describe la rigidez del material, con una medida de la resistencia a la deformación bajo carga.²⁷

2.2.4.4. Encogimiento por polimerización.

Es el porcentaje dado por la contracción del material polimérico después de terminar la reacción de polimerización. Es el último valor obtenido de la resina a través de la gráfica encogimiento-tiempo al final de la prueba de contracción y su medición es en porcentaje.



2.2.4.5. Rapidez de polimerización.

Es la relación entre encogimiento y el tiempo en el que se da inicio la reacción de polimerización en un material. Se obtiene del cálculo de la contracción con el cual la resina pasa a ser un material polimérico obtenido durante los primeros 20 segundos una vez iniciada la reacción de polimerización. Su unidad de medida es las micras/minuto.

2.2.5. Tipos de curado.

Para las resinas compuestas el proceso de polimerización puede ser activado por medios químicos, por luz o por una combinación de ambos.¹⁸

2.2.5.1. Curación química.

Las resinas compuestas curadas químicamente se componen de un sistema de dos pastas que se presentan en frascos, jeringas o cartuchos. Una pasta, que es la base, contiene el compuesto y peróxido de benzoilo como iniciador. La otra pasta, llamada catalizador, contiene el compuesto y una amina terciaria como activador. Se mezclan en partes iguales y esto da comienzo a la reacción de polimerización.¹⁸

La polimerización se produce en los grupos terminales metacrilatos de la molécula de Bis-GMA, de manera que la diferencia en la reacción entre esta resina y una resina acrílica convencional es que una parte de la molécula Bis-GMA no es funcional, no entra en la reacción y, en consecuencia, al romperse pocas ligaduras, la contracción es mucho menor.¹⁹



2.2.5.2. Fotocuración.

Las resinas fotopolimerizables o fotocurables requieren de una reacción química de polimerización in situ, es decir, en la región de trabajo. Para activar este proceso de polimerización se necesita energía, la cual estimula, acelera y cataliza esta reacción. Para ello el agente químico iniciador, incorporado a la resina utilizara esa energía y romperá sus dobles enlaces permitiendo la unión de los monómeros hasta alcanzar la forma polimérica.²⁰

2.2.5.3. Curado dual.

Por las desventajas irradiacionales de los materiales de fotocurado es necesario curar las resinas y los compuestos químicamente. Por ejemplo, cuando un cemento para resinas necesita ser colocado debajo de una restauración, solo los materiales curados químicamente pueden usarse con resultado confiable.¹² Una forma de resolver los problemas asociados con la lámpara es la combinación de un material cuando químicamente con los componentes fotocurados con el mismo material. Los materiales disponibles comercialmente tienen dos pastas que son fotocuradas, una que contiene peróxido de benzoilo y una amina terciaria, que se agrega a la otra. Cuando se mezclan estos productos y se exponen a la luz, tanto el fotocurado como el curado químico se logran con el mismo material, estos se llaman materiales de curado dual.¹²

2.3. Polimerización.

La polimerización es un proceso químico en donde reactivos, monómeros (compuestos de bajo peso molecular), se agrupan químicamente entre sí, dando lugar a una molécula de gran tamaño, llamado polímero, bien en forma de una cadena lineal o una macromolécula tridimensional.¹²



2.3.1. Fases de la reacción de polimerización

En el proceso de fraguado de los composites fotoactivados se habla de dos fases:

- a) Fase lumínica: se produce durante el periodo en que la lámpara de polimerización esta encendida. Dentro de esta fase se distinguen varias
- b) Fase oscura: se produce tras el apagado de la lámpara y transcurre en las primeras 24 horas. Tras el comienzo de la reacción. ^{21,22}

2.3.1.1. Fases de la reacción lumínica

2.3.1.1.1. Fase de activación.

La energía necesaria para poner en marcha la reacción de polimerización no es otra que la energía fotonica procedente de fuentes de luz. ^{21,22}

Esta energía es la encargada de activar al fotoiniciador incorporando al material, sustancia sensible a una determinada longitud de onda. ^{21,22}

2.3.1.1.2. Fase de iniciación o de inducción

En ella, el iniciador activado previamente por la luz, se combina con una amina terciaria generando radicales libres. ^{21,22}

2.3.1.1.3. Fase de propagación.

En esta fase los radicales libres se combinan con los monómeros convirtiéndolos a su vez en especies capaz de unirse a otros monómeros. Se conectan entre sí a través de enlaces covalentes formando moléculas de cadenas más largas denominadas polímeros. ^{21,22}

Una vez que comienza el proceso, la reacción progresa a gran velocidad.



2.3.1.1.4. Fase de terminación.

Se produce por:

- a) Acoplamiento de dos cadenas de crecimiento para formar una cadena terminal.
- b) Por saturación de los radicales libres con átomos de hidrógeno liberados de algunas cadenas en formación.



3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

A la etapa de fotopolimerizado no se le dá la importancia ni el cuidado necesario para realizar una buena técnica, ya que no se conocen las repercusiones que puede tener la mala manipulación en el curado y así afectar las características finales de nuestro producto.



4. JUSTIFICACIÓN

En la obturación con resina compuesta la fotopolimerización es esencial; ya que repercute en las características finales, así como en el éxito del tratamiento.



5. HIPÓTESIS

- **Hipótesis verdadera**

Las muestras que se polimericen con mayor irradiancia, mayor tiempo y menor distancia resina-punta de la lámpara presentarán mejores características.

- **Hipótesis nula**

Las muestras que se polimericen con mayor intensidad, mayor tiempo y menor distancia resina-punta de la lámpara presentarán peores características.



6. OBJETIVOS

6.1. Objetivo general.

Determinar las condiciones para fotopolimerizar una resina compuesta de tal manera que se consigan las mejores características del material.

6.2. Objetivos específicos.

- Determinar el tiempo de fotopolimerizado que brinde las mejores características del material.
- Determinar la irradiancia que brinde las mejores características del material.
- Determinar la distancia resina-punta de la lámpara para fotopolimerizar que brinde las mejores características del material.



7. MATERIAL Y METODO

7.1. Tipo de estudio.

Se realizó un estudio prospectivo transversal para valorar que distancia resina-punta de la lámpara, irradiancia lumínica y tiempo de polimerización se requiere para lograr las mejores características de una resina compuesta comercial, evaluando la profundidad de curado, la resistencia a la flexión y el módulo a la flexión según la norma #27 de la Asociación Dental Americana. Además se realizará la prueba de determinación de encogimiento por polimerización y rapidéz de polimerización con el método de “Bonding disc”.²⁸

7.2. Equipo.

➤ Equipo utilizado en Método de prueba para profundidad de curado.

- 1) Moldes de acero de 6mm de largo y 4mm de diámetro interno.
- 2) Moldes de acero de $25 \pm 2 \times 2 \pm 0.1 \times 2 \pm 0.1$ mm.
- 3) Portaobjetos.
- 4) Cubreobjetos.
- 5) Lámpara de Polimerización (BLUE PHASE C8, Ivoclar Vivadent).
- 6) Radiómetro de curado (Optilux, modelo 100, KERR).
- 7) Espátula de Resinas HU FRIEDY
- 8) Vernier electrónico (Mitutoyo, Japón)
- 9) Aceite de silicón
- 10) Cronometro digital (Sper Scientific Water Resistant, Hong Kong).
- 11) Balanza analítica (Adventure, Ohaus®, CHINA).



➤ **Equipo utilizado en Método de prueba para evaluar propiedades a la flexión.**

- 1) Lámpara de Polimerización (BLUE PHASE C8, Ivoclar Vivadent).
- 2) Radiómetro de curado (Optilux, modelo 100, KERR).
- 3) Vernier electrónico (Mitutoyo, Japón)
- 4) Espátula de Resinas HU FRIEDY
- 5) Moldes de acero de 6mm de largo y 4mm de diámetro interno.
- 6) Moldes de acero de $25 \pm 2 \times 2 \pm 0.1 \times 2 \pm 0.1$ mm.
- 7) Portaobjetos.
- 8) Cubreobjetos.
- 9) Pinzas
- 10) Estufa FELISA.
- 11) Cámara de humedad POLY SCIENCE
- 12) Máquina universal de pruebas mecánicas INSTRON.
- 13) Estufa de temperatura controlada a 37 °C.
- 12) Cronómetro digital (Sper Scientific Water Resistant, Hong Kong).
- 13) Soporte de muestra, que esencialmente consta de dos cilindros macizos de dos milímetros de diámetro colocados en forma paralela con una separación entre centros de 20 milímetros. Un tercer cilindro macizo de dos milímetros de diámetro está situado al centro de los dos anteriores y paralelo a los mismos para aplicar la fuerza.



➤ **Equipo utilizado en prueba de encogimiento y rapidez de polimerización.**

- 1) Portaobjetos de 75x25x1mm
- 2) Anillo de cobre de 1.24 mm de altura y 16 mm de diámetro interno
- 3) Cubreobjetos de 22x22 mm
- 4) Lámpara de Polimerización (BLUE PHASE C8, Ivoclar Vivadent).
- 5) Instrumento para medición de contracción por polimerización (Figura x)
- 6) Balanza analítica (Adventure, Ohaus®, CHINA).
- 7) Espátula de Resinas HU FRIEDY

7.3. Material.

➤ **Material utilizado en Método de prueba para profundidad de curado.**

- 1) Resina comercial
- 2) Cinta Mylar.

➤ **Material utilizado en Método de prueba para evaluar propiedades a la flexión.**

- 1) Resina
- 2) Cinta mylar
- 3) Aceite de silicón
- 4) Cinco frascos de vidrio o plástico (uno por cada muestra).

➤ **Material utilizado en prueba de encogimiento y rapidez de polimerización.**

- 1) Resina comercial
- 2) Loseta de plástico con cubierta ámbar



Ilustración 1. Material y equipo utilizado en las diferentes pruebas.



Ilustración 2. Soporte de altura variable para realizar pruebas de profundidad y flexión.

7.4. Criterios de inclusión.

- Especímenes realizados según la Norma de la ADA #27.
- Especímenes fotopolimerizados con Lámpara BLUE PHASE C8.

7.5. Criterios de exclusión

- Especímenes dañados
- Especímenes con burbujas
- Especímenes con partes irregulares o astillados

7.6. Variables de estudio.

7.6.1. Variable independiente

- Irradiancia lumínica (high, soft, low)
- Distancia resina-punta de la lámpara (0, 2 y 6 mm)
- Tiempo de curado (15 y 30 segundos)



Ilustración 3. Diferentes intensidades utilizadas en las pruebas (high, soft, low)



Ilustración 4. Diferentes distancias muestra-punta lámpara utilizadas en las pruebas. (0, 2 y 6 mm)



7.6.2. Variable dependiente

- Valor de profundidad de curado
- Valor de resistencia a flexión
- Valor de modulo a flexión
- Valor de encogimiento
- Valor de rapidez de polimerización

7.7. Recursos

7.7.1. Recursos humanos

- Director de tesina: Dirección del diseño del trabajo experimental y escrito.
- Asesor: Calibración del operador y apoyo en el análisis de resultados del trabajo experimental.
- Tesista: Operador en el trabajo experimental y autor de la tesina.

7.7.2. Recursos materiales

- Resina compuesta comercial
- Equipo perteneciente al laboratorio de biomateriales DEPEI

7.7.3. Recursos financieros

- Proyecto UNAM-PAPIME-PE204515

7.8. Método.

➤ Método de prueba para profundidad de curado.

1) Procedimiento.

1. Se colocó sobre el vidrio una cinta mylar.
2. A continuación se colocó el molde sobre la cinta mylar y con un pincel puso una ligera capa de aceite de silicón dentro del molde. El aceite actúa como separador.
3. Se llenó el molde con el material de prueba (se eliminan las burbujas de aire). Se debe sobrellenar ligeramente el molde.
4. Se colocó una segunda película de cinta mylar sobre la superficie del molde.
5. Después de presionó el molde y la cinta mylar con un segundo vidrio para eliminar el exceso de material.
6. Se quitaron los vidrios, y suavemente se colocó la punta de la lámpara sobre la cinta mylar, se irradió el material usando los tiempos establecidos anteriormente (15 y 30 segundos).

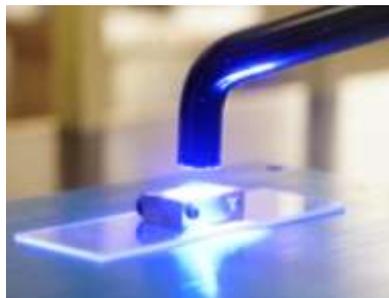


Ilustración 5. Polimerización de la muestra.

7. Se removió la muestra del molde después de completar la exposición y suavemente se removió el material sin curar con una espátula.



Ilustración 6. Obtención de la muestra.

8. Se midió la altura del cilindro de material curado con el vernier con una precisión de ± 0.1 mm. Este valor se registro como el valor de la profundidad del curado. Se efectuó este procedimiento seis veces por cada grupo.



➤ **Método de prueba para evaluar propiedades a la flexión.**

1) Procedimiento.

1. Se colocó un vidrio con una cinta mylar.
2. Se colocó encima el molde y con pincel se puso una ligera capa de aceite de silicón como separador.
3. Se llenó el molde con la resina compuesta (eliminando las burbujas de aire). Se debe sobre llenar ligeramente el molde.
4. Nuevamente se colocó una segunda tira de cinta mylar en la superficie y con un segundo vidrio se presionó para eliminar el excedente, se aplicó una ligera presión con ayuda de dos pinzas.
5. Se colocó la punta de la lámpara de curado en el centro de la muestra y contra el vidrio, se debe irradiar la sección de la muestra usando el tiempo de exposición experimental (15 y 30 segundos), se movió la punta de la lámpara de curado a la sección siguiente al centro, hasta que se irradió totalmente la muestra (3 puntos a lo largo de muestra). Luego se irradió la muestra del otro lado de la misma forma.
6. Se colocó el molde en el baño de agua que se encuentra a 37 ± 1 °C, se retiró el molde 15 min después de iniciada la mezcla.
7. Se obtuvo la muestra, se retiraron los excedentes de material con la ayuda de un papel abrasivo grano 600.
8. Se almacenó la muestra en agua desionizada a 37 ± 1 °C durante 23 H 45 min. (se prepararon seis muestras por grupo experimental).
9. Se midieron las dimensiones de la muestra (base y altura) de cada una de las muestras con el vernier con precisión de ± 0.01 mm, 23 h y 45 min después de iniciada la mezcla. Se anotaron los valores.

10. Se llevó la muestra a la máquina universal de pruebas mecánicas para llevar a cabo la prueba de propiedades a la flexión. Veinticuatro horas después de iniciado el mezclado, se aplicó una carga a la muestra con una velocidad de prueba de 0.75 ± 0.25 mm/min o con una rapidez de carga de 50 ± 16 N/min hasta que la muestra se fracture. Se registró la máxima carga ejercida sobre la muestra. Se repitió la prueba en las otras cinco muestras.

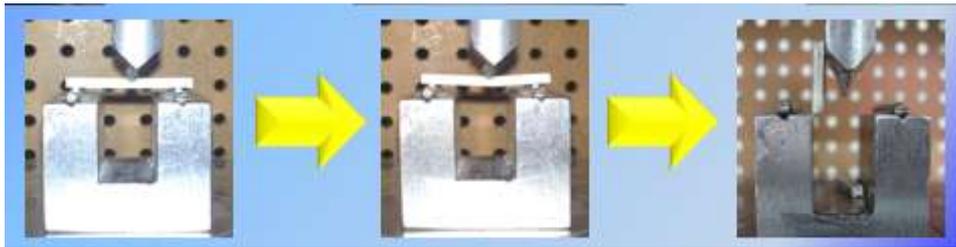


Ilustración 7. Aplicación de carga a la muestra.



2) Cálculos matemáticos.

1. Propiedades a la flexión

Se calculó la resistencia a la flexión, σ en MPa, con la siguiente ecuación:

$$\sigma = \frac{3FL}{2bh^2}$$

Donde F es la máxima carga, en Newtons, ejercida sobre la muestra; L es la distancia, en milímetros, entre los soportes con una precisión de ± 0.01 mm; b es el ancho en milímetros, de la muestra medida inmediatamente antes de la prueba; h es la altura, en milímetros, de la muestra medida inmediatamente antes de la prueba.

2. Modulo elástico

Se calculó el módulo de flexión, E en MPa, con la siguiente ecuación:

$$E = \frac{F' L^3}{4bh^3 d}$$

Donde F' es la carga, en Newtons, en un punto conveniente de la porción de la línea recta de la gráfica fuerza-deflexión proporcionada por la máquina universal de pruebas mecánicas. Donde: d es la deflexión, en milímetros, lograda en el mismo punto donde se lee F'.



➤ **Método de prueba de encogimiento y rapidez de polimerización.**

1) Procedimiento

1. Para iniciar se debe realizar la limpieza de los portaobjetos y cubreobjetos con alcohol.
2. Se llevó a la loseta de plástico la cantidad de 0.12 a 0.14 gramos de resina comercial. Se utilizó la balanza analítica para obtener estas cantidades exactas.
3. Se colocó el anillo en la parte media del portaobjetos, asimismo se colocó en la parte media de dicho anillo la cantidad de resina previamente pesada.
4. Sobre la resina se colocó el cubreobjetos y con el segundo portaobjetos se realiza una presión uniforme, de tal forma que el espesor de la muestra coincida con la altura del anillo.
5. Se retira el portaobjetos y se lleva el conjunto realizado al instrumento de medición de contracción, haciendo coincidir el espacio de la muestra con la ventana de la punta de la lámpara.
6. La punta del transductor de desplazamiento se bajó hasta estar en íntimo contacto con la superficie del cubreobjetos.
7. Se calibro el transductor entre 0 y 100 mV, antes que la muestra fuera irradiada por debajo del portaobjetos con la lámpara de fotocurado.
8. Al momento de la foto activación se inicio el registro de valores hasta llegar a los 600 segundos.



Ilustración 8. Irradiación de la muestra.

9. El armazón del transductor de desplazamiento se desplazó por el armazón micrométrico de 1 micrómetro digital con una sensibilidad mayor a 0.1 micras (Mitutoyo, Tokio, Japón). A través de los instrumentos conocidos, mientras que el voltaje de salida del transductor (milivoltaje) es registrado en la unidad de almacenamiento de memoria en un Software de adquisición de datos (PICO ADC-16, Pico Technology Ltd., Hardwick, Cambridge, RU). El factor de calibración, voltaje-desplazamiento es calculado por una regresión lineal y el valor de K medido en mV/micra.



2) Cálculos matemáticos.

El cálculo de encogimiento por polimerización se dio por la adhesión por parte de la resina compuesta al cubreobjetos, ya que la polimerización de la resina permitió la deflexión del cubreobjetos, tomando esto como contracción por polimerización. La deflexión fue monitoreada durante el tiempo de la prueba (600 segundos) por el transductor que estuvo conectado a una unidad de adquisición de datos. La deflexión por la contracción fue definida por:

$$\Delta L = L_0 - L_t$$

Donde L_0 es igual a 1.24 mm y L_t es el espesor a determinado tiempo. Estos cálculos son relacionados a los valores de salida de voltaje y el factor de calibración (K) del voltaje- desplazamiento por la siguiente formula.

$$L_t = (B_1 - B_{1=0}) / K$$

Donde B_1 es el voltaje obtenido a cualquier momento de la prueba y $B_{1=0}$ es el voltaje inicial en el segundo 0.

El porcentaje de encogimiento por polimerización (S) fue calculado de la siguiente manera:

$$S = 100L / L_0$$

La rapidez de polimerización se observó inmediatamente después de la activación de luz sobre el material, la pendiente inicial de la línea recta representa la rapidez de la polimerización (B_s) de la grafica $\Delta L - T$.



8. RESULTADOS.

Los resultados obtenidos se muestran en las siguientes tablas y gráficas:

Los grupos se identifican con un código alfa numérico de tres caracteres (x, y, z).

x= irradiancia

- H= modo de alta irradiancia 800 mW/cm^2
- S= modo de rampa, donde los primeros 5 segundos va de $650\text{-}800 \text{ mW/cm}^2$ y en el resto del tiempo se mantiene a 800 mW/cm^2
- L= modo de baja irradiancia 650 mW/cm^2

y= tiempo

- 1=15 segundos
- 2= 30 segundos

z= distancia resina-punta de la lámpara

- 0= es igual a 0 mm de distancia
- 2= es igual a 2 mm de distancia
- 6= es igual a 6 mm de distancia

Los resultados obtenidos se muestran en las tablas 1-6 y figuras 1-15 de los valores obtenidos en cada una de las pruebas con los valores divididos por cada una de las variables de estudio.



8.1. Profundidad de curado.

Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 1 y figuras 1,2 y 3

Tabla 1. Valores promedio en mm y desviación estándar de cada una de las variables.

Tiempo	Media	DS	Int	Media	DS	Dist	Media	DS
15 s	3.04	0.04	High	3.54	0.05	0 mm	3.49	0.05
30 s	3.69	0.05	Soft	3.41	0.05	2 mm	3.39	0.05
			Low	3.15	0.03	6 mm	3.22	0.04

Figura 1. Profundidad de curado en función del tiempo.

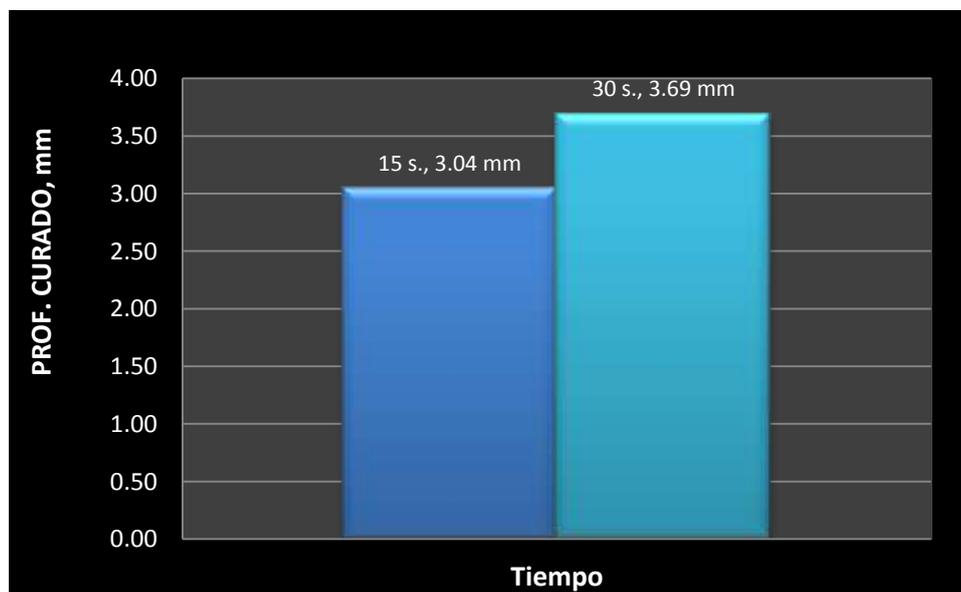


Figura 2. Profundidad de curado en función de la irradiancia.

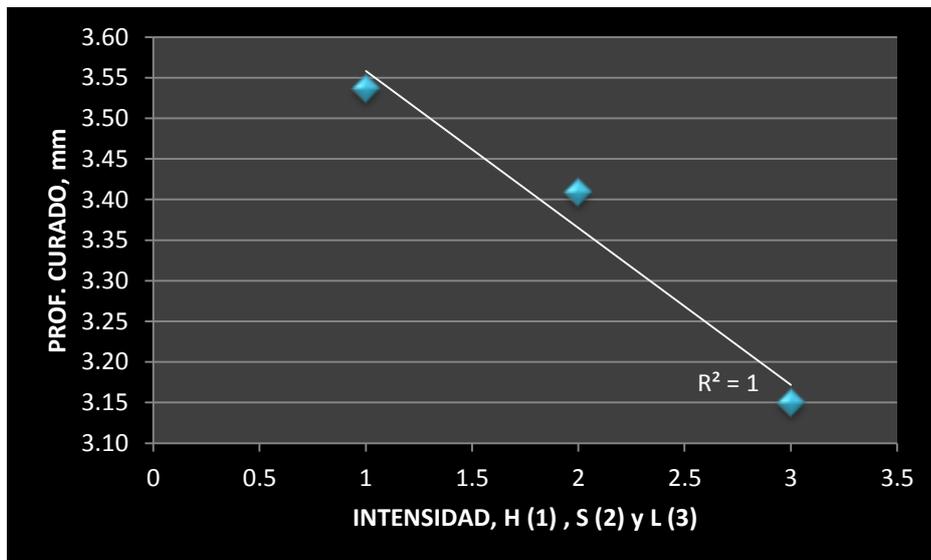
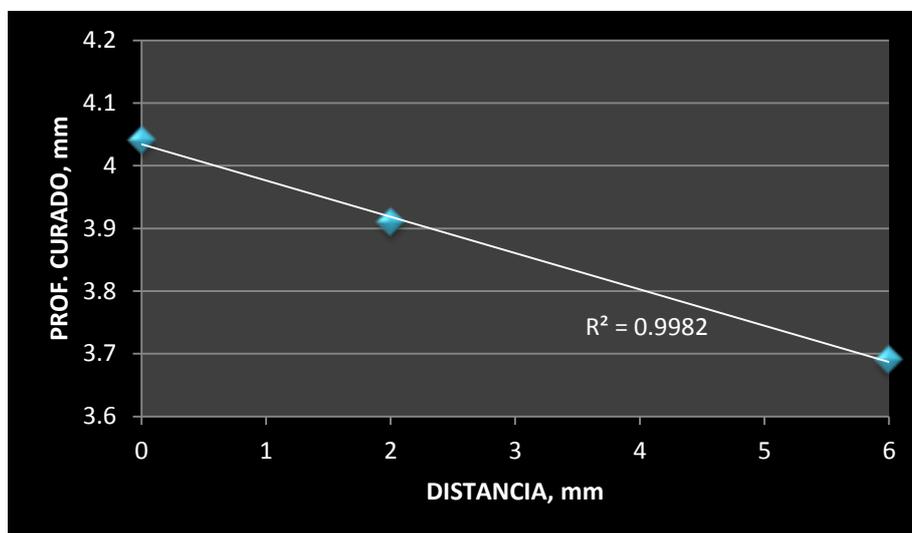


Figura 3. Profundidad de curado en función de distancia resina-punta de la lámpara.





8.2. Flexión

8.2.1. Resistencia a la flexión.

Los resultados obtenidos se muestran en tabla 2 y figuras 4,5 y 6.

Tabla 2. Valores promedio en Mpa y desviación estándar de cada una de las variables.

Tiempo	Media	DS	Int	Media	DS	Dist	Media	DS
15 s	83.19	16.15	High	87.91	14.08	0 mm	86.84	14.57
30 s	74.09	14.61	Soft	74.76	17.57	2 mm	74.13	13.28
			Low	73.26	14.48	6 mm	74.97	18.28

Figura 4. Resistencia a la flexión en función el tiempo.



Figura 5. Resistencia a la flexión en función de la irradiancia.

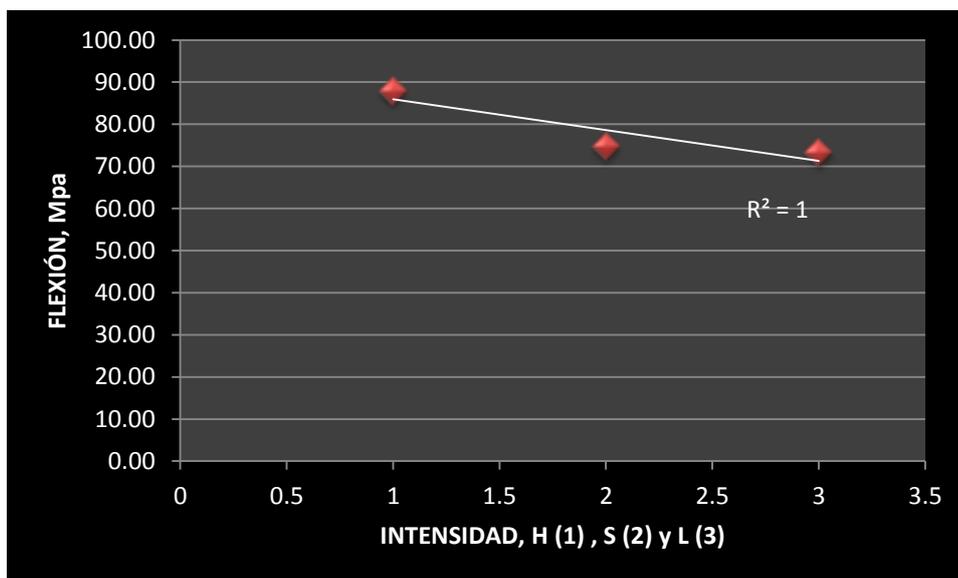
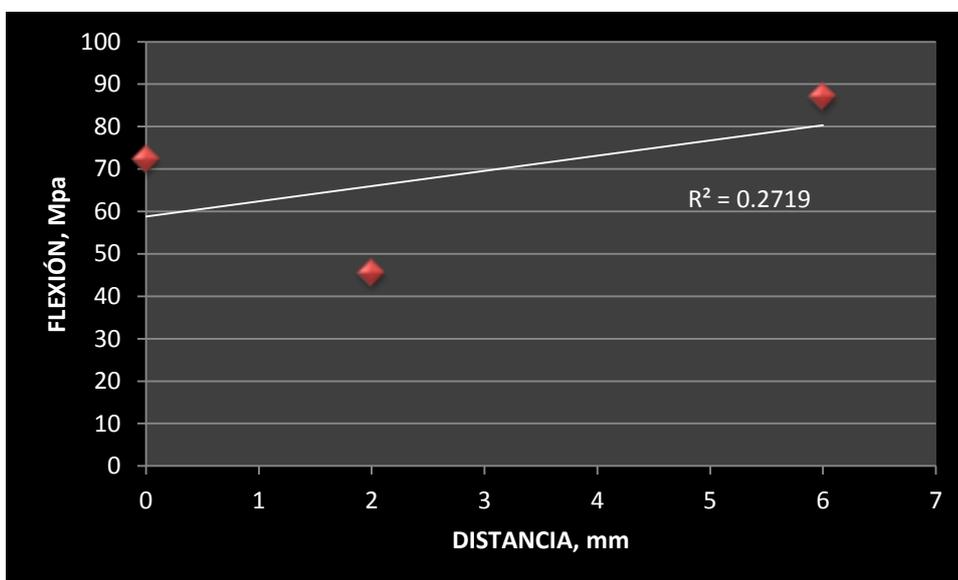


Figura 6. Resistencia a la flexión en función de la distancia resina-punta de la lámpara.





8.2.2. Modulo elástico

Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 3 y figuras 7,8 y 9.

Tabla 3. Valores promedio en Gpa y desviación estándar de cada una de las variables.

Tiempo	Media	DS	Int	Media	DS	Dist	Media	DS
15 s	10.97	1.58	High	12.77	1.91	0 mm	11.54	1.76
30 s	12.81	1.78	Soft	11.89	1.78	2 mm	10.98	1.30
			Low	11.01	1.36	6 mm	13.15	2.00

Figura 7. Modulo elástico en función del tiempo.

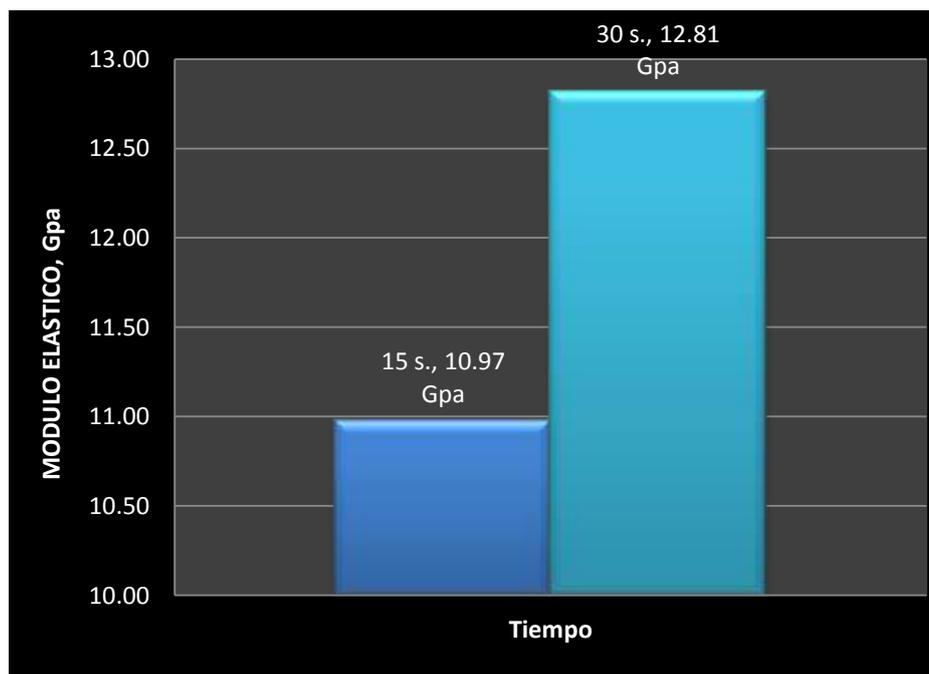


Figura 8. Modulo elástico en función de la irradiancia.

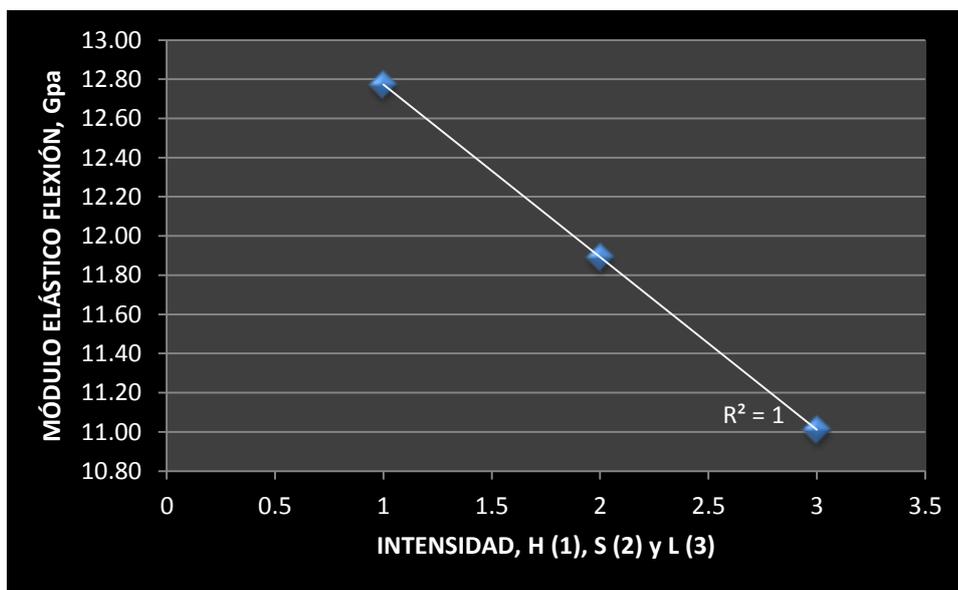
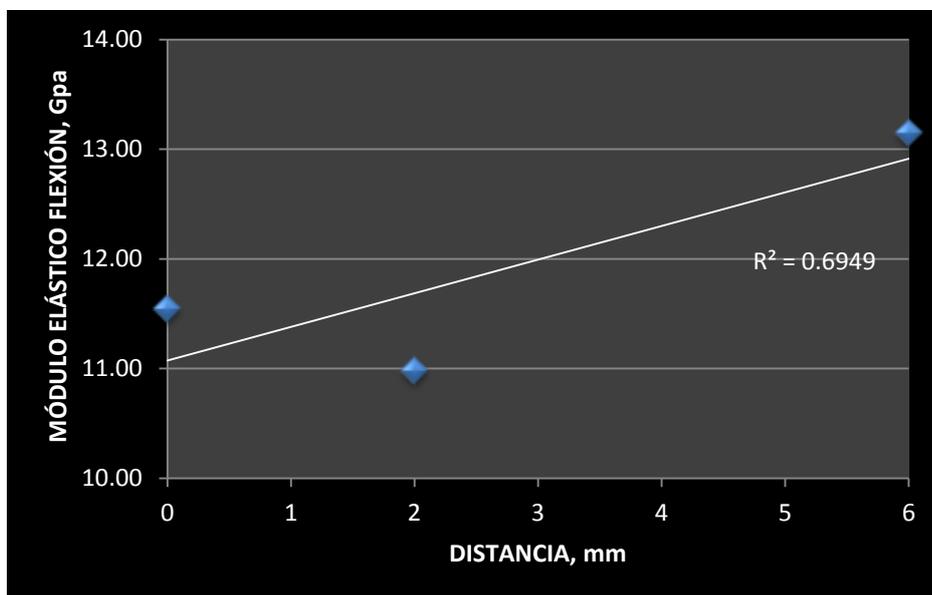


Figura 9. Modulo elástico en función de la distancia resina-punta de la lámpara





8.3. Prueba de encogimiento por polimerización

8.3.1. Rapidez de polimerización.

Los resultados obtenidos se muestran en tabla 4 y figuras 10,11 y 12.

Tabla 4. Valores promedio en μ /mm y desviación estándar de cada una de las variables.

Tiempo	Media	DS	Int	Media	DS	Dist	Media	DS
15 s	37.47	2.36	High	48.95	6.11	0 mm	66.56	7.37
30 s	39.33	4.39	Soft	53.83	2.97	2 mm	31.52	2.60
			Low	12.41	0.38	6 mm	17.12	0.66

Figura 10. Rapidez de polimerización en función del tiempo.

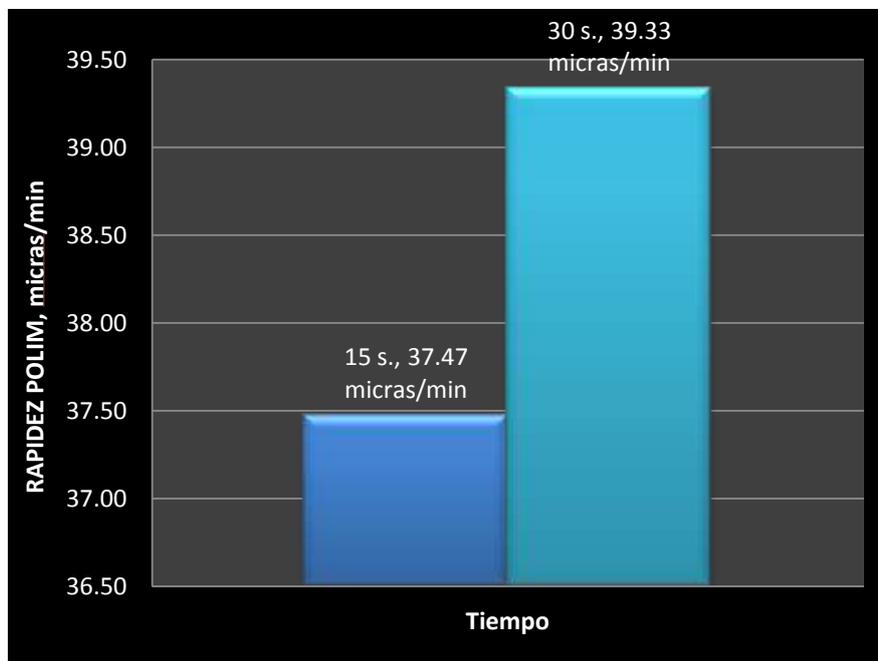


Figura 11. Rapidez de polimerización en función de la irradiancia.

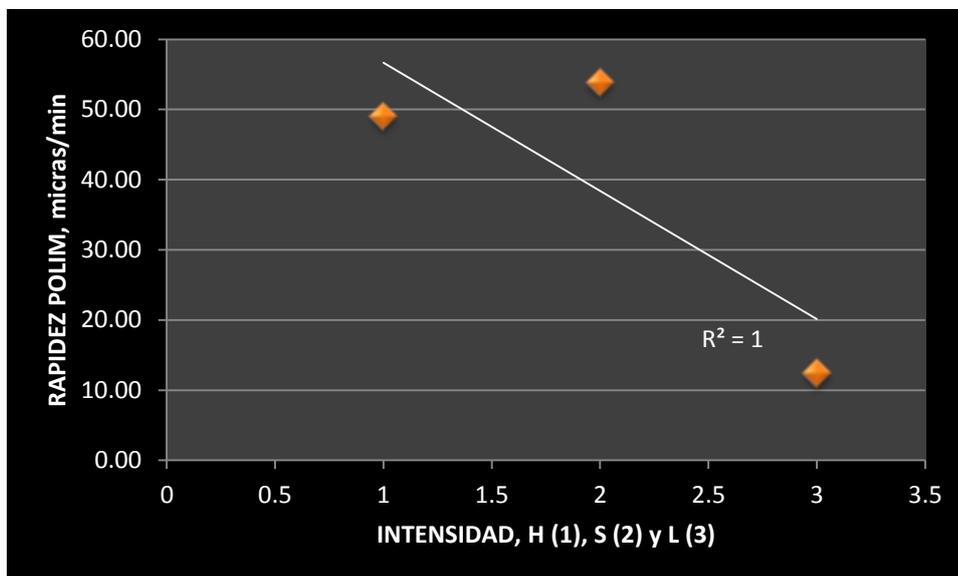
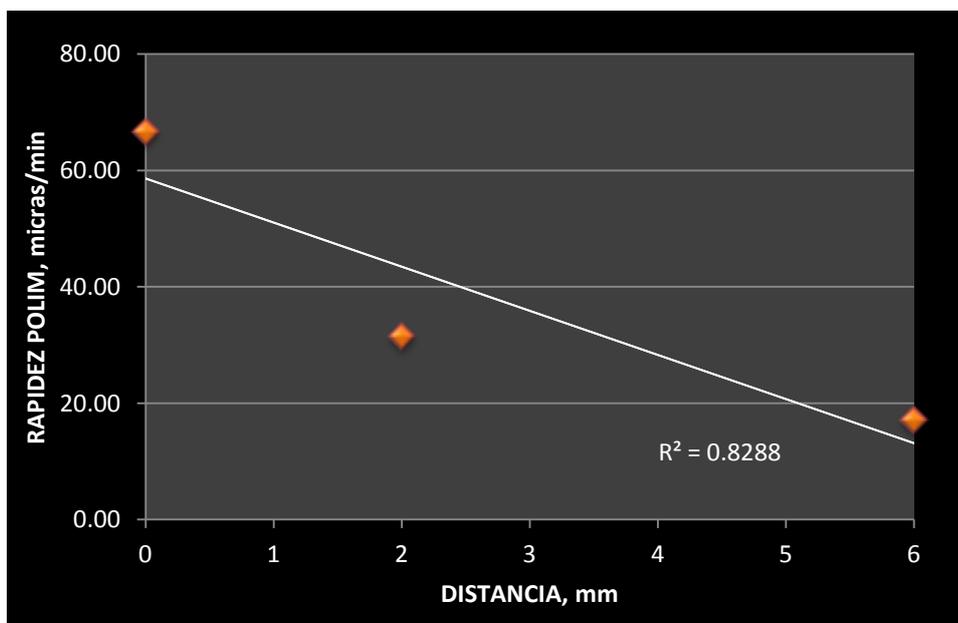


Figura 12. Rapidez de polimerización en función de la distancia resina-punta de la lámpara.





8.3.2. Porcentaje de encogimiento.

Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 6 y figuras 13,14 y 15:

Tabla 5. Valores promedio en % y desviación estándar de cada una de las variables.

Tiempo	Media	DS	Int	Media	DS	Dist	Media	DS
15 s	1.52	0.07	High	1.52	0.05	0 mm	2.45	0.16
30 s	1.59	0.07	Soft	1.53	0.07	2 mm	1.34	0.05
			Low	1.62	0.11	6 mm	0.88	0.02

Figura 13. Porcentaje de encogimiento en función del tiempo.

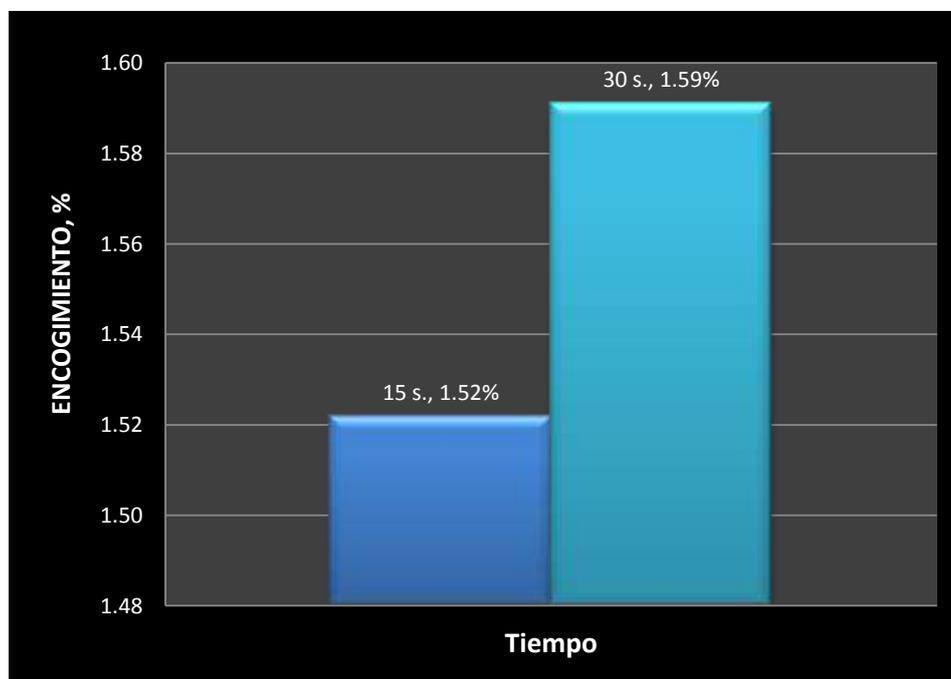


Figura 14. Porcentaje de encogimiento en función de la irradiancia.

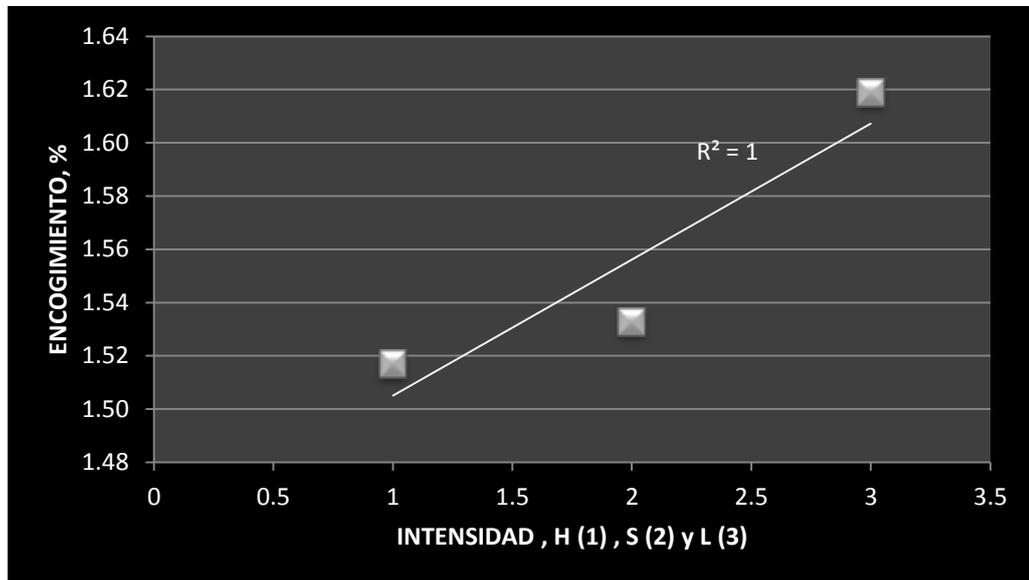
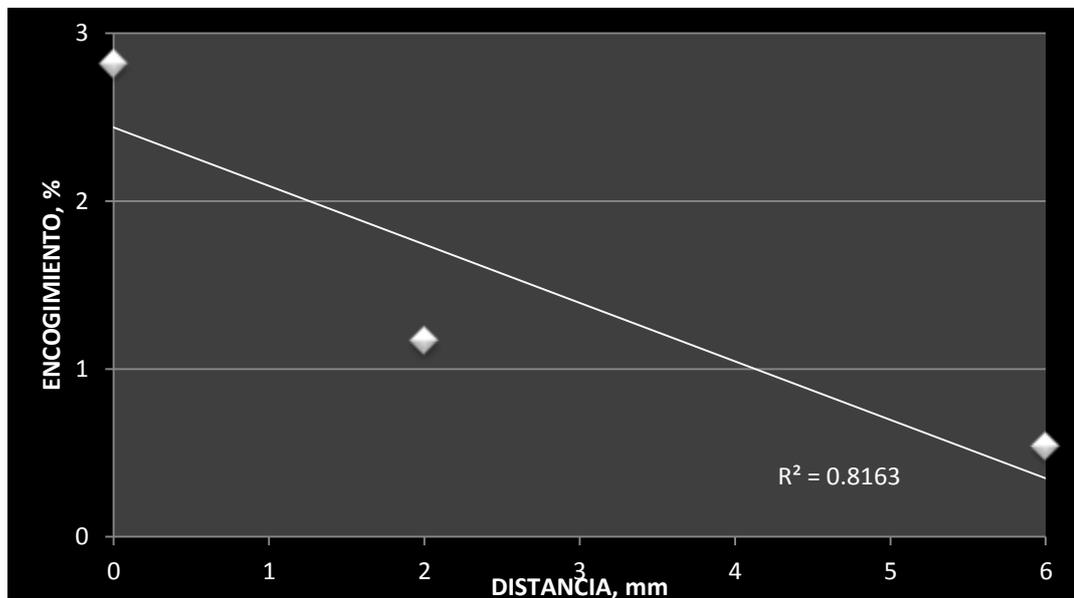


Figura 15. Porcentaje de encogimiento en función de la distancia resina-punta de la lámpara.





9. DISCUSION

A. Wahbi menciona que los sistemas de curado por luz generan calor²⁹, tomando en cuenta esto y con el conocimiento de que esta energía altera las reacciones químicas y al calcular el calor generado por nuestro sistema de fotocurado, se obtiene lo siguiente:

INTENSIDAD	TIEMPO(Segundos)	CALOR (Joules)
HIGH	15	12,000
HIGH	30	24,000
SOFT	15	11,250
SOFT	30	23,250
LOW	15	9,750
LOW	30	19,500

Con esto podemos ver que no hay diferencia significativa del calor aplicado entre el modo High y Soft, por eso los resultados entre estas dos no tuvieron diferencia significativa, en cambio con el modo Low si cambia el calor aplicado y se muestra diferencia entre los dos modos y este.

Ruan A.J. indica que el mayor tiempo de exposición a la luz da como resultado mayor profundidad de curado²⁴. En este trabajo de investigación se utilizaron dos diferentes tiempos, con los cuales podemos ratificar esto y lo podemos observar en los resultados en la tabla 1 y en las figuras 1, 2 y 3.

Aljosa I. menciona que en el protocolo de fotopolimerización en modo Soft se producen valores de mayor rigidez en las resinas compuestas³⁰. En los resultados de nuestro estudio se demuestra que con el modo Soft, el módulo elástico es elevado haciendo el material rígido y al mismo tiempo más frágil.

Según Steenbecker O. la distancia resina-punta de la lámpara es uno de los factores que incide en la polimerización y observa que la potencia de la luz decrece a medida que la distancia aumenta, por lo que esta debe ser mínima¹⁶, esto lo podemos observar en la ilustración 9. En los resultados de nuestro estudio se obtuvieron mejores propiedades con una distancia resina-punta de la lámpara de 0 mm.

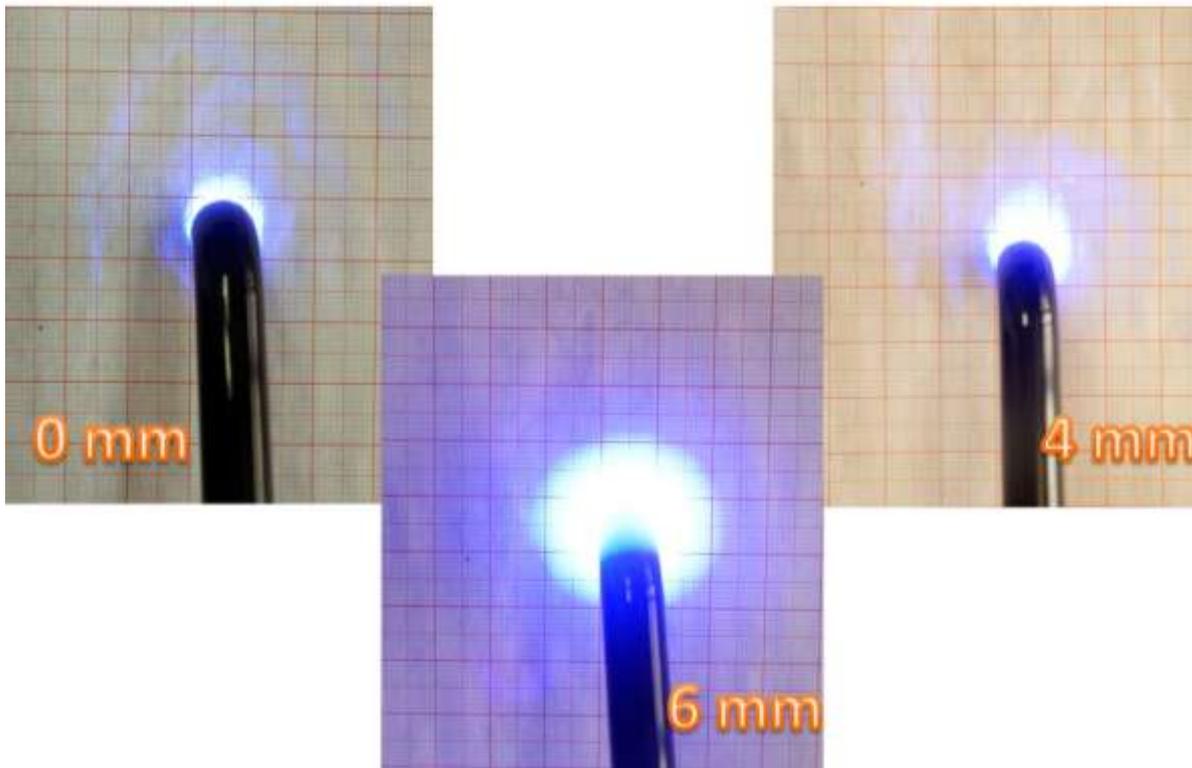


Ilustración 9. Distancia resina-punta de la lámpara y diferencia en la potencia en función de la distancia.



10. CONCLUSIONES.

Con base en los resultados de este estudio se concluye lo siguiente:

- En cuanto a intensidad, se observó que no hay diferencia significativa entre modo rampa y máxima potencia, pero si existe con el modo de baja potencia.
- En cuanto al tiempo los mejores resultados se obtuvieron cuando se polimerizo el material con 30 segundos.
- En cuanto a la distancia se observó que al aumentar la distancia de polimerización las propiedades disminuyen.

Con esto podemos concluir que la hipótesis planteada se cumplió ya que al fotopolimerizar con una mínima distancia, con el mayor tiempo y a máxima potencia se obtienen las mejores propiedades del material.

Sugerimos que se realicen las pruebas que faltaron en el estudio de la norma ADA # 27 (Sorción y solubilidad, opacidad, estabilidad de color y radiopacidad), variar los tiempos de fotocurado y probar diferentes marcas de lámparas de fotocurado.



11. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

1. Diccionario médico Roche. Tercera edición. Editorial Urban & Schwarzenberg. 2003. Pp 1125.
2. Guzmán H. Unidades de Fotocurado. Revista de Operatoria Dental y Biomateriales. Hallado en: <http://www.encolombia.com/scodb3-unidades.html>
3. Tippens P. Física Básica. 7ª edición. Cd. México: Editorial McGraw-Hill, 2011. Pp. 642-648.
4. Sánchez G. Luz Halógena para fotopolimerización en Odontología: Actualización sobre el riesgo visual y medio de control. Hospitalolavarria. Hallado en http://www.hospitalolavarria.com.ar/trabajos%5COdontologia_Riesgos_I_ampara_halogena.htm
5. Macchi R. Materiales Dentales. 4ª ed. Argentina: Editorial Medica Panamericana, 2007. Pp. 171-186.
6. Cabanes G. Fuentes Lumínicas para la foto activación en Odontología. Blanqueamiento Dental. Hallado en: <http://www.blanqueamientodental.com/fuentes%20luminicas.html>
7. Philips R. La ciencia de los Materiales Dentales. 11ª ed. Cd. México: Editorial Elsevier, 2004. Pp 399-440.
8. Ivoclar vivadent. La más bella forma de energía: LED. Hallado en: http://www.google.com.mx/url?sa=t&rct=j&q=lamparas+led+odontologia&source=web&cd=16&cad=rja&ved=0CG0QFjAFOAo&url=http%3A%2F%2Fwww.ivoclairvivadent.con.mx%2Fzoolu-website%2Fmedia%2Fdocument%2F4129%2FLED%2Babecedario&ei=bMZUdeFNoTYqQGDgoGgDQ&usg=AFQjCNHzHVYEeeUaFI9rfjl_BIB8aqK9GA
9. Mauser M. Exploring the Anatomy of your Own Eye. American Biology Teacher [serial online]. January 2011; 73(1):28-33. Available from: Academic Search Complete, Ipswich, MA.
10. Carpio Ismael. Lámparas de luz emitida por diodos (tecnología LED). Marzo 2005. [Odontomarketing.com/art183mar2005.htm](http://odontomarketing.com/art183mar2005.htm)
11. Roth F. Los composites. Ed. Masson, 1994:1-11.



12. Anusavice KJ Philips. Ciencia de los materiales dentales. 11^a ed. Editorial Elsevier, España, 2004. Capítulo 15.
13. Hervas García A, Martínez Lozan M.A. Resinas compuestas. Revisión de los materiales e indicaciones clínicas. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2006 Mar 1;11(82): E215-20.
14. Morrison, R. Química Orgánica, 5^a ed., Editorial Addison Wesley Logman de México, México; 1998.
15. Saleh A. influencia de la fuente de foto activación y del espesor sobre la variación del color y la translucidez de nuevos composites. Facultad de ciencias. Universidad de Granada, España. 2006.
16. Steenbecker O. Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética adhesiva: Editorial Universidad del Valparaiso, Chile, 2006.
17. Chimello F.G. Fotopolimerización iniciada por tióxantona u otros iniciadores- Estudos fundamentais e aplicacoes. Instituto de Química, Universidad de Sao Paulo, Brazil. 2006.
18. Dixon Hatrick C, Eskle WS, Bird WF. Materiales Dentales. Aplicaciones clínicas. 2a ed. México: Manual Moderno; 2012.
19. Cova N JL. Biomateriales Dentales. 2^a ed. Venezuela: Amolca; 2010.
20. Facultad de Odontología U. N. Cuyo [base de datos en internet]. Argentina: Brom GI. 2013 [Acceso 10 Feb 2014] [aprox. 22p]. Disponible en: <http://www.fodonto.uncu.edu.ar/upload/fotopolimerizacion-2013.pdf>
21. <http://hera.ugr.es/tesisugr/1654089x.pdf>
Saleh A. Influencia de la fuente de foto activación y del espesor sobre la variación de color y translucidez de nuevos composites. Facultad de Ciencias, Universidad de Granada, España 2006.
22. Craig R. Restorative dental materials. 10^a ed. Editorial Mosby, 1997. Cap. 1 y 2.
23. Documentación Científica Bluephase ® LED- para todos los usos.
24. Ruan A.J. D. Efecto del tiempo de exposición sobre la eficacia de polimerización con unidades equipadas con luz emitida por diodos-led's. Revista Colombiana de Investigación en Odontología 2009;1(1): 29-37.
25. Rodríguez G. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas; acta Odontológica Venezolana; 2008, Volumen 46 N°3.2.



26. Keogh T. P. Polimerización iniciada mediante luz; claros y oscuros de las nuevas técnicas. Ideas y trabajos odontoestomatológicos. 2001; 2:29-37.
27. Sinval A. Zanchill C. Varella de Caralhol R. Demarcoll F. Resistencia a la flexión y modulo de elasticidad de los diferentes tipos de resinas; Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología. Universidad Federal de Pelotas.
28. Álvarez Gayosso Sa, Barceló Santana F, et. al. 2004. Calculation of contraction raids due to shrinkage in light-cured composites. Dent Mater, 20, 228-235.
29. Wahbi M. Characterization of heat emission of light-curing units. The Saudi Dental Journal, 24, 91-98.
30. Aljosa I. Influence of light-curing mode on the mechanical properties of dental resin nanocomposites. Procedia Engineering, 69, 921-930.