

EFFECTO DE LA ENERGÍA DE POLIMERIZACIÓN SOBRE LA RESISTENCIA FLEXURAL Y MÓDULO DE FLEXIÓN EN LA RESINA Z-250®

Eder José Hernández Hernández¹, C.D. Adriana Leticia Ancona Meza², Dr. J. Eliezer Zamarripa Calderón³

Alumno de la Licenciatura de Cirujano Dentista AAO ICsA UAEH¹, Profesora por asignatura del AAO ICsA UAEH², Profesor de Tiempo Completo AAO ICsA UAEH³

Correspondencia: Instituto de Ciencias de la Salud, Área Académica de Odontología, Ex Hacienda la Concepción s/n, municipio de San Agustín Tlaxiaca C.P. 42160. Correo electrónico: eliezerz@uaeh.edu.mx

Introducción

Desde la síntesis de la molécula de Bis-GMA, realizada por el equipo liderado por Bowen al inicio de la década de los 60 hasta nuestro días, el desarrollo de materiales de restauración con base orgánica ha sido mejorado en todos los aspectos; propiedades mecánicas más acordes al sitio de colocación en donde se soportan cargas, humedad, cambios de temperatura y ataques de enzimas y microorganismos. Con lo que respecta a las propiedades ópticas, ahora están altamente relacionadas con el tejido a rehabilitar y el desarrollo tecnológico ha hecho que su manipulación sea más sencilla por lo que así facilita la labor del profesional para alcanzar resultados confiables.

Junto con el desarrollo químico del material en sí, a principio de los setentas con el advenimiento de las fuentes de energía externa para activar la polimerización del material, se han ido implementando nuevos y mejores sistemas de activación de la reacción química de polimerización pasando del material autocurado, a pasar paulatinamente a los dispositivos de emisión de energía capaz de desencadenar la reacción en el material, iniciando con radiación ultravioleta, la generalmente utilizada luz emitida por lámparas halógena y más recientemente energía lumínica emitida por lámparas de LED, arco de plasma y láser.

Sin embargo, todas las unidades de energía externa para activar la polimerización, dependen de dos factores estudiados intensamente en los últimos años, la intensidad lumínica o potencia por un lado, que es medida por

la potencia de trabajo por superficie (mW/cm^2) y por el otro el tiempo de aplicación o exposición medido en segundos, al resultado de este producto se le conoce como energía total, densidad energética o energía de polimerización la cual se mide en Joules sobre centímetro cuadrado.

Se han publicado discrepancias de cuanto es lo mínimo de energía de polimerización capaz de generar la suficiente cantidad de radicales libres, para que el material adquiera las propiedades necesarias para su óptimo funcionamiento, por ejemplo Yap hace referencia en su artículo publicado en el 2001 que un curado efectivo se alcanza con una intensidad de entre 500 a 600 mW/cm^2 por 30 segundos de exposición o sea una energía de polimerización de entre 15 y 18 J/cm^2 y otros autores toman como referencia esta energía para aplicarla a sus estudios

Por otro lado Chen y Ferracane publican en el mes de agosto de este año los resultados de su estudio para realizar un modelo de predicción de profundidad de curado a partir de la migración fotónica en donde encuentran que la energía mínima necesaria para obtener niveles de curado aceptables varía entre 3.8 y 8.8 J/cm^2 de la misma manera algunos fabricantes como 3M e Ivoclar recomiendan una intensidad de por lo menos 450 mW/cm^2 y 20 segundos de exposición por cada capa de 2 mm lo que da como resultado 9 J/cm^2 de energía de polimerización.

Por lo anterior establecido, el objetivo de este trabajo, fue determinar el efecto de la energía de polimerización ($\text{mW}/\text{cm}^2 \cdot \text{seg}$) en los valores de resistencia y módulo flexural en Filtek z-250 de la casa 3M ESPE

Entendiendo la polimerización

Se le llama polimerización *fotoquímica* o *fotoiniciada*, cuando los radicales libres desencadenantes de la polimerización (etapa de iniciación) son el resultado del trabajo producido por una energía radiante(1, 2). En las primeras fórmulas de resinas para restauración dental fotoactivada, se utilizaba el éter metílico de la benzoína como iniciador, que al ser expuesto a la radiación UV

(360 nm) se foto-fragmentaba y producía los radicales libres que generan la polimerización(3) (Figura 1). Sin embargo, este tipo de energía tiene algunos inconvenientes en el trabajo clínico, como son la dificultad para atravesar la estructura dental y la poca penetración de la luz en la resina.

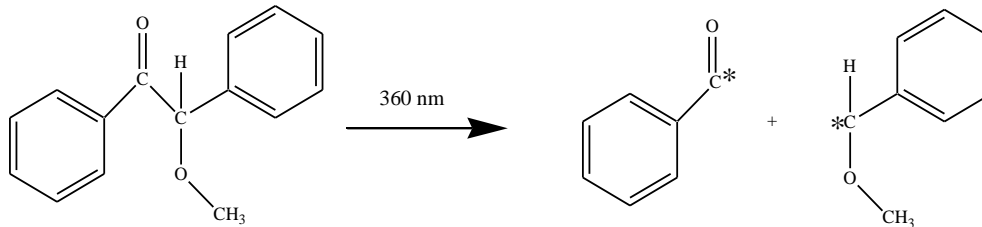


Figura 1 Producción de radicales libres por efecto de radiación UV a partir del éter metílico de la benzoína.

El desarrollo de sistemas activados por luz visible, mejoró la capacidad de polimerizar el material, por lo que ha desplazado por completo al primero. A diferencia de su antecesor, el sistema fotoiniciado por luz visible está basado en una dicetona fotosensible y en un agente reductor, ambos necesarios para formar los radicales libres que desencadenen la polimerización del material: comúnmente se utiliza la alcanforquinona (CQ) con $\lambda_{\text{max}} = 468 \text{ nm}$ y una amina donadora de electrones como el metacrilato de dimetil-2-aminoetilo (DMAEMA). El proceso se inicia cuando la CQ absorbe un cuanto de luz y forma un complejo en estado excitado con 2 moléculas de DMAEMA. En este estado la CQ extrae un átomo de hidrógeno del carbono- α adyacente al grupo amina, el complejo se descompone en los radicales libres amina y en los radicales libres de la CQ que son rápidamente inactivados, por lo que en la etapa de iniciación solo participan los radicales libres amina(4). (Figura 2)

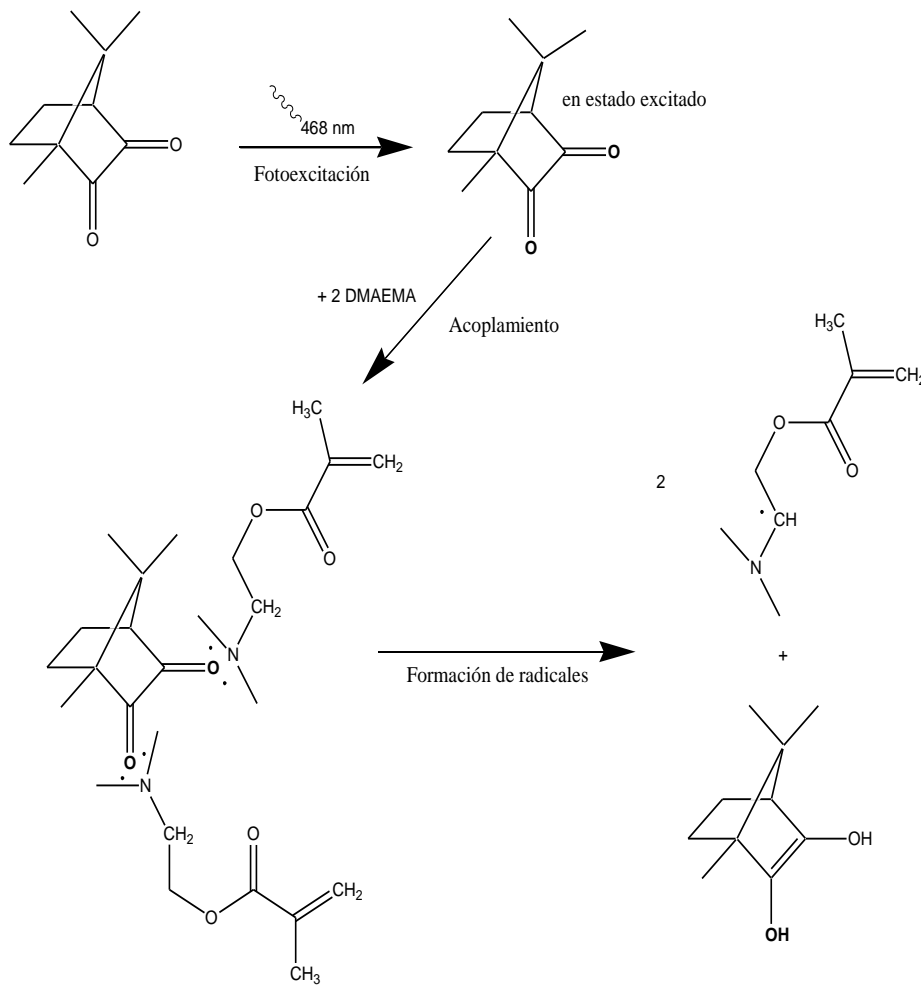


Figura 2 Formación de radicales libres a través de la transmisión de energía de la CQ excitada al DMAEMA.

Si bien la calidad de la energía de polimerización de este tipo de materiales, va en función de su longitud de onda, que para la alcanforoquinona es de 468 nm, la cantidad es otro factor importante para iniciar la polimerización en las resinas de restauración directa, ya que de haber menos, se producirán menos radicales libres y como resultado menos monómero se incluirá en la cadena de polímero(5). Esta "cantidad" de energía se descompone en dos factores, a) la

potencia, que se define como trabajo sobre tiempo y cuya unidad es el watt y b) el tiempo de exposición, medida en segundos, de esta manera los conceptos de “*densidad energética*”, “*energía total*”, “*energía radiante*” o “*energía de polimerización*” se refieren al resultado del producto, de la potencia por el tiempo de exposición. Por ejemplo, si se tiene una lámpara que emite 400 mW/cm² y se hace la irradiación durante 40 segundos, el valor de la densidad energética es de 16.000 mJ/cm² o 16 J/cm², cantidad que es citada por varios autores como la idónea para lograr un grado de polimerización aceptable(6) (7).

Grado de conversión

El grado de conversión (GC) es la medida en porcentaje de enlaces dobles de carbono-carbono que se convierten en sencillos al polimerizar el material: a medida que aumenta el GC, las propiedades mecánicas son más favorables para la función como material de restauración dental.

Sería lógico pensar que mientras más cerca del 100% esté el valor del GC, más efectiva sería la reacción de polimerización. Sin embargo los monómeros con los cuales se elaboran estos materiales producen un alto entrecruzamiento de las cadenas, por lo que los valores reportados van del 50 al 70 %: esto quiere decir que ha polimerizado esa cantidad de los grupos metacrilatos. Sin embargo, no implica que entre el 30 y 50% de los monómeros no reaccionaron y están libres, como se explica a continuación.

En resumen, las resinas dentales para restauración, están basadas en sistemas de monómeros bifuncionales, como los dimetacrilatos, que al polimerizar, forman una red tridimensional. Esta red contiene insaturaciones residuales, que quedan como grupo metacrilatos pendientes de la cadena (Figura 3) y solo una pequeña parte de monómeros sin reaccionar contribuya probablemente a los índices de GC(8).

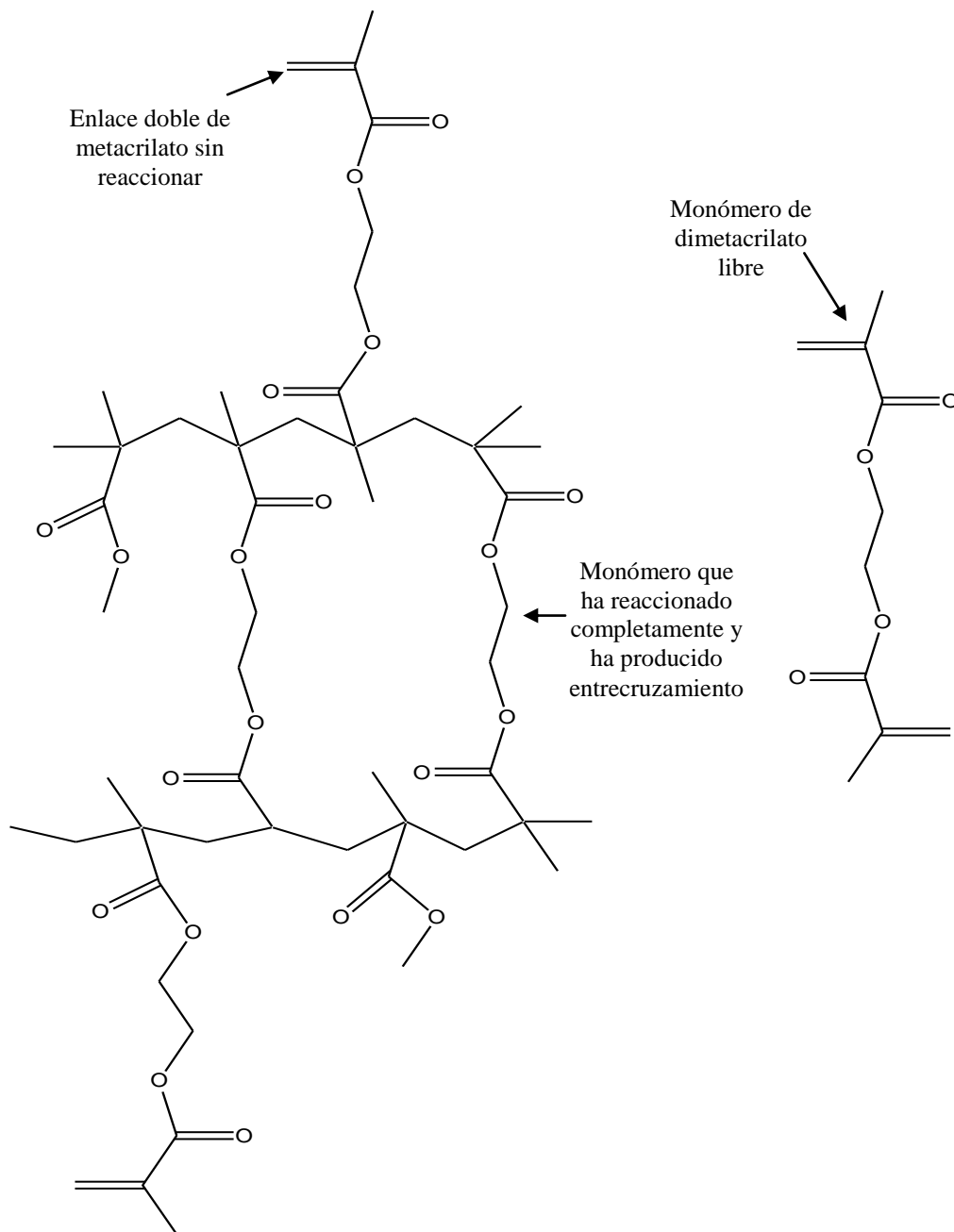


Fig. 3 Representación esquemática de los monómeros dimetacrilatos formando una red polimérica, que puede tener monómeros pendientes de las cadenas con un grupo metacrilato sin reaccionar, que al valorar el GC da como resultado valores de entre 50 y 70 %.

2. Actualización bibliográfica

Clasificación del material

Los métodos de caracterización son una parte importante en el desarrollo y mejoramiento de los materiales en general y, su objetivo es obtener datos con respecto a una o varias propiedades, controlando las condiciones y, en la medida de las posibilidades, los factores extraños.

Varias organizaciones han desarrollado métodos de ensayo estándares que puedan reproducirse en cualquier laboratorio. La American Society for Testing and Materials (ASTM), ha establecido un gran número de estos métodos, mientras que otras organizaciones han desarrollado su propia metodología para aplicaciones específicas como la American Dental Association (ADA); como ejemplo la especificación no. 27, que describe la metodología para la valoración de las resinas de restauración(9).

Por la continua aparición de nuevos materiales de restauración directa e indirecta y la necesidad de clasificarlos para la correcta valoración de cada uno de ellos, la norma ISO 4049(10), determina la siguiente clasificación:

- ✓ **Tipo 1:** material a base de resina para obturación o restauración, el cual el fabricante considera que es para restauraciones que incluyan superficies oclusales.
- ✓ **Tipo 2:** todos los otros materiales a base de resina para obturación o restauración.
 - **Clase 1:** son los materiales que polimerizan por el efecto de la mezcla de un iniciador y activador (materiales autopolimerizables).
 - **Clase 2:** son los materiales que necesitan energía externa para ser activados (luz, calor, etc.) y se subdividen en dos grupos.
 - Grupo 1:** materiales que requieren que la energía sea aplicada intrabucalmente.

Grupo 2: materiales que requieren que la energía sea aplicada extrabucalmente.

- ✓ **Clase 3:** Materiales que son polimerizados por la aplicación de energía externa y además tienen un mecanismo de autopolimerización (dual).

Según esta clasificación, el material estudiado en este trabajo es de “*tipo 1, clase 2, grupo 1*”

Por lo general, el estudio de cada una de las variables que a continuación se mencionan, se analizan de forma conjunta, tratando de relacionarlas entre sí. Para facilitar la lectura se decidió fraccionar el análisis de los trabajos publicados de acuerdo con la conclusión de cada uno de ellos.

En la actualidad, una de las variables más estudiadas es el efecto que genera la energía de polimerización, sobre las diferentes características finales del material polimerizado.

El Polymer Testing publica en el año 2003(11), un trabajo en el cual se monitorea el grado de conversión durante la irradiación de la luz visible, utilizada para la polimerización del material. Los autores relacionan los valores obtenidos para identificar la evolución de las propiedades mecánicas durante la polimerización del material.

Öberholzer et. al(12), determinan la adaptación marginal de cuatro materiales diferentes para restauración, utilizando diferentes parámetros de energía, los resultados del estudio los llevan a concluir, que iniciar la polimerización con poca energía (soft start) resulta en menos tensión y mejor adaptación del material.

Yap et. al(13) en un estudio publicado en el año 2004, compara la densidad de las cadenas de polímero resultante, activando el material con diferentes tipos de energía de polimerización, concluyendo que la densidad de las cadenas en los composites dentales es dependiente del tipo de luz y el modo de curado.

En el Operative Dentistry del año 2003(14) se publica un estudio, en el cual se analiza la microfiltración en dos marcas diferentes de resina para restauración utilizando diferentes intensidades de luz y modos de curado. Los autores concluyen que iniciar el protocolo de polimerización en baja potencia es importante para mantener la integridad marginal de las restauraciones, siempre y cuando la polimerización sea completada con una potencia alta.

Vandewalle et. al(15) realizan un estudio parecido al anteriormente citado, en donde valoran, grado de conversión, dureza Knoop, integridad marginal y microfiltración en la resina Z-250; los resultados demuestran que con poca densidad de energía de polimerización (4 J/cm^2) se obtiene un grado de conversión bajo y que el agua puede disolver el material, ocasionando desajuste marginal.

Los valores de resistencia flexural (σ) y de módulo de flexión (E) sirven para determinar qué tanto el material puede deformarse ante una carga constante y regresar a su estado original antes de la aplicación de la fuerza. Esto da un parámetro que puede ser utilizado para determinar si el material es suficientemente resistente para cumplir con sus funciones dentro de la cavidad bucal. La tercera edición de la norma ISO 4049(10) determina que la resistencia flexural mínima en materiales tipo 1, clase 2, grupo 1 debe ser mayor que 80 MPa, no proporcionando datos para los valores del módulo.

La literatura sobre este tema, engloba diferentes variables que pueden afectar a los valores de resistencia y módulo, como pudiera ser composición química, porcentaje del relleno inorgánico, tamaño de las partículas. En los últimos cinco años y con el desarrollo de nuevos sistemas de polimerizado los conceptos de densidad energética, tiempo de exposición e intensidad de luz, han sido variables muy estudiadas relacionándolas con estos valores.

Sakaguchi y Ferracane(16) concluyen que si la superficie del material recibe luz, con una potencia de 160 mW/cm^2 , se obtienen valores de E equivalentes a haber recibido una energía de alta potencia, siempre y cuando se compense

aumentando el tiempo de exposición; se aplica en ello el concepto de energía total que es el resultado de multiplicar la potencia por el tiempo de exposición.

Algunos autores, como Musanje y Darvell(17), no están completamente de acuerdo con la reciprocidad entre el tiempo de exposición y la intensidad de la luz aplicada, analizando los valores del módulo en cuatro marcas comerciales de composites y modificando las variables tiempo de exposición e intensidad de luz concluyen que el tiempo de exposición de algunos productos debería ser mayor a lo que indican los fabricantes ya que los resultados demuestran que este no es suficiente para obtener las propiedades aceptables para el funcionamiento de una restauración.

De la misma manera en el año 2005(18), se publicó un artículo donde los resultados demostraron que no existe una correlación directa entre la intensidad y el tiempo ya que los hallazgos mostraron que los valores de grado de conversión, resistencia flexural y de módulo de flexión, eran menores cuando el material se polimerizaba con energía de alta intensidad y tiempos cortos de exposición, en comparación con las probetas polimerizadas con una intensidad intermedia.

Se publicaron varios trabajos donde la hipótesis a contrastar es que a intensidad baja de luz pero con suficiente tiempo de exposición se podía llegar a obtener valores de E aceptables. Un ejemplo es el trabajo de Emami(7), donde compara los valores obtenidos con 28 J/cm^2 pero variando intensidad y tiempo de exposición; los resultados no presentaban diferencias significativas, sin embargo la adaptación marginal, que fue otra de las variables en el estudio, mejoró con el protocolo de menor intensidad y mayor tiempo de exposición.

Autores como Yap(19), criticaron la metodología descrita por la norma ISO 4049 para la obtención de valores de σ y E , basándose en que la probeta utilizada para estos fines es demasiado larga y necesita varias superposiciones de la fuente luminosa sobre su longitud, procedimiento que en la clínica no se aplica. En su estudio propone una prueba flexural utilizando

probetas más pequeñas que sean cubiertas totalmente por la fuente luminosa evitando así las sobre-posiciones. Sin embargo los resultados presentan una débil correlación entre los valores de la prueba ISO y los de la prueba propuesta por Yap; por esta razón los trabajos publicados hoy en día siguen basándose en la Norma ISO 4049.

Otros trabajos, como los reportados por Walker et. al(20), basaban su hipótesis en relación a las condiciones, en las cuales estaban fabricadas las probetas, haciendo inferencia en que las condiciones presentes en la clínica, no se comparan con las presentes en el laboratorio y dictadas por la Norma ISO 4049. De esta manera obtuvieron los valores del módulo elástico en probetas fabricadas en ambiente de laboratorio comparándolas con otras fabricadas bajo condiciones intrabucales. Sus conclusiones sugieren que no existen diferencias significativas entre los valores encontrados, por lo que las condiciones de laboratorio son aceptables para determinar el comportamiento en la cavidad oral.

Kaprielian et. al(21) en el trabajo publicado en el año 2005, comparan el resultado de utilizar una lámpara halógena y otra de arco de plasma sobre diferentes propiedades mecánicas en Tetric Ceram y Z-100. La recomendación a las que llegaron los autores fue la de incrementar el tiempo de exposición de 3 a 5 segundos en la lámpara de arco de plasma, para obtener valores similares a los que se obtienen con luz halógena y 20 segundos de exposición.

Materiales y Método

En este estudio se analizó la resina Filtek Z250 cuyas especificaciones son presentadas en la Tabla 1

Marca	Color	Matriz orgánica	Tipo de relleno	% en volumen	Rango de tamaño de partículas	Lote	Fecha de caducidad	Fabricante
F. Z-250	A3	Bis-GMA UDMA EMA	Bis- Zirconia-silica	60%	0.001 - 3.5 µm	4LK	Aug-07	3M ESPE

Tabla 1 Especificaciones según el fabricante.

Para determinar la relación entre la energía y las propiedades valoradas, se formaron tres grupos en los cuales se varió la cantidad de energía entregada al sistema según el siguiente criterio:

- Grupo A (Potencia 250 mW/cm²) (tiempo de exposición 15 s) = 3.75 J/cm²
- Grupo B (Potencia 450 mW/cm²) (tiempo de exposición 20 s) = 9.00 J/cm²
- Grupo C (Potencia 800 mW/cm²) (tiempo de exposición 30 s) = 24.00 J/cm²

Para el curado de las probetas se utilizó una unidad halógena comercial de polimerización, que cuenta con la posibilidad de variar la intensidad de luz emitida (Spectrum 800 Denstply Caulk, Milford, DE, USA). El voltaje fue mantenido constante mediante un estabilizador automático y antes del curado de cada una de las probetas, se verificó la intensidad de la irradiación lumínica mediante un radiómetro digital (Cure Rite Model # 800 EFOS Incorporation Willamsville USA).

En este estudio se fabricaron un total de 15 probetas, obedeciendo las especificaciones en dimensiones determinadas por la Norma ISO 4049.

Valoración de resistencia flexural y módulo de flexión

La resistencia flexural fue evaluada acorde con lo establecido en el punto 7.11 de la norma ISO 4049(10), mientras que el módulo de flexión fue evaluado acorde con lo establecido en la especificación 27 ANSI/ADA(9). Fueron elaboradas probetas de 2 x 2 x 25 mm en un conformador de acero inoxidable sobre una tira de celuloide y un portaobjetos de vidrio de 1 mm de espesor. Sobre el material se colocó otra banda de celuloide que fue mantenida durante la polimerización al igual que otro portaobjetos de vidrio. Se aplicó una ligera presión digital para eliminar excedentes y se procedió a la polimerización de

acuerdo con los parámetros establecidos en este estudio. La polimerización se inició en el centro de la probeta y alternadamente a cada lado, sobreponiendo zonas ya irradiadas (cuatro sobreposiciones) hasta completar la longitud total por ambos lados de la probeta. Los excedentes se retiraron con papel abrasivo grano 600 y se mantuvo en agua destilada a 37 °C hasta el momento del ensayo.

Se midieron las dimensiones de las probetas con una exactitud de 0.01 mm utilizando un calibrador digital (Mod. CD-6”C Mitutoyo corp. Japan). Las probetas fueron colocadas sobre dos soportes cilíndricos de 2 mm de diámetro paralelos entre sí y a una distancia entre sus centros de 20 mm para realizar el ensayo de flexión en tres puntos en una máquina de pruebas universales (Instron modelo 1100 Mas USA), utilizando una celda de carga de 0.5 kN, con una velocidad del cabezal de 1 mm por minuto utilizando el programa serie IX para la captura de datos (Fig. 4).

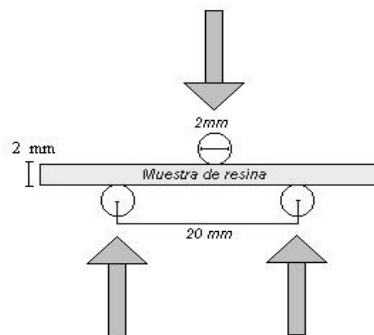


Fig. 4 Diagrama de la prueba de flexión en tres puntos.

La resistencia flexural (σ) y el módulo de flexión (E) fueron calculados con las siguientes fórmulas:

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

Donde:

σ = Resistencia flexural [MPa].

F= Fuerza al momento de la fractura [N].

l = Distancia entre soportes [mm].

b= ancho de la probeta [mm].

h= altura de la probeta [mm].

$$E = \frac{F_1 l^3}{4bh^3 d}$$

Donde:

E = Módulo flexural [MPa].

F₁= Fuerza registrada donde la deformación deja de ser directamente proporcional a la fuerza registrada en el gráfico [N].

l = Distancia entre soportes [mm].

b= ancho de la probeta [mm].

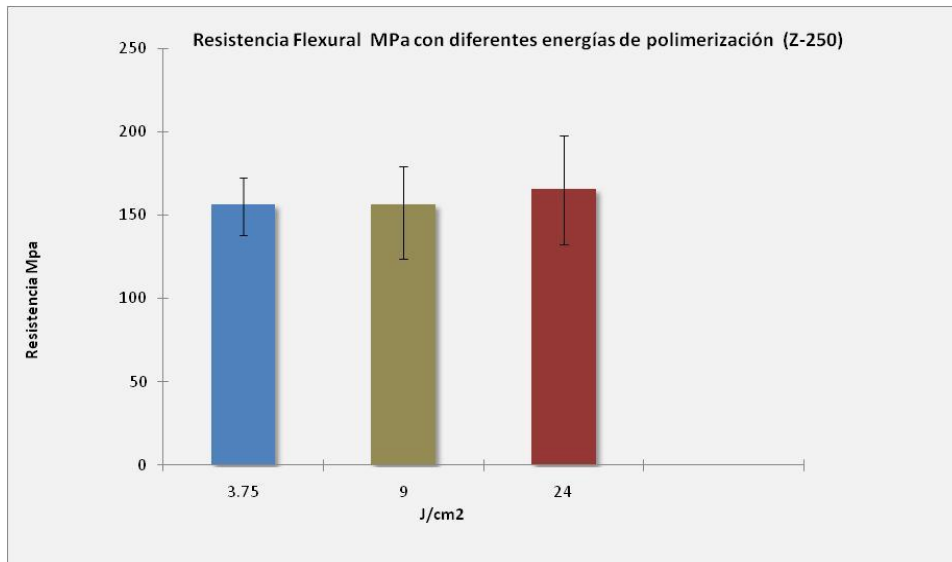
h= altura de la probeta [mm].

d= deflexión de la probeta [mm].

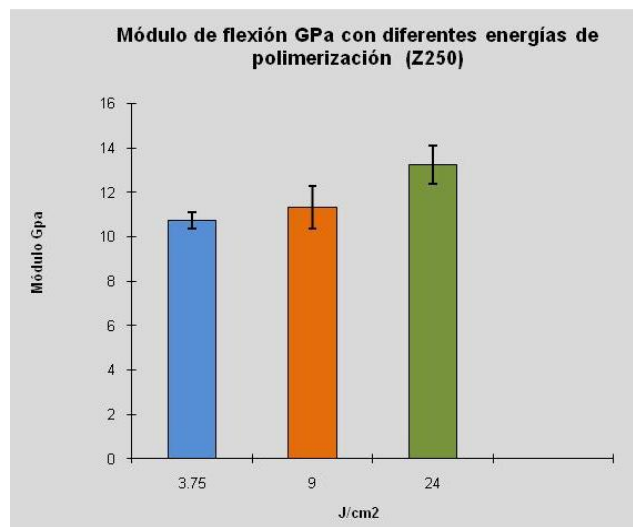
Un total de cinco valores de resistencia flexural y módulo de flexión, fueron obtenidos por cada subgrupo evaluado, los cuales fueron analizados con análisis de varianza.

Resultados

La gráfica 1 y 2 presentan el comportamiento de resistencia flexural y módulo de flexión de la marca estudiada identificando que la energía de polimerización no es factor determinante en los valores de resistencia en cambio con lo que respecta al módulo de flexión, el factor de energía de polimerización es determinante en estos valores.



Gráfica 1 Valores de Resistencia Flexural [σ = MPa]



Gráfica 2 Valores de Módulo de Flexión [E = GPa]

Los datos analizados con ANOVA se presentan en las tablas 2 y 3 para Resistencia Flexural y Módulo de Flexión respectivamente.

ANOVA Table					
Source	DF	SS	MS	F	p-value
J/cm2	2	281.784153	140.892076	0.28963302	0.75362563
Error	12	5837.40379	486.450316		
Total	14	6119.18794			

Tabla 2. Datos de Resistencia Flexural [σ = MPa]

ANOVA Table					
Source	DF	SS	MS	F	p-value
J/cm2	2	17.1276934	8.56384669	14.24669	0.0006773
Error	12	7.2133359	0.60111132		
Total	14	24.3410293			

Tabla 3. Datos de Módulo de Flexión [E =GPa]

Al determinar que existen diferencias significativas en los datos de Módulo de Flexión entre alguno de los grupos se determina realizar la prueba de Tukey, cuyos resultados se presentan en la tabla 4

DHS de Tukey		Subconjunto	
<i>Energía</i>	<i>N</i>	2	1
3.75	5	10.744	
9	5	11.328	
24	5		13.244
Significación		0.47972021	1
Se muestran las medias para los grupos en subconjuntos homogéneos.			
Basado en la suma de cuadrados tipo III			
El término error es la Media cuadrática (Error) = .600.			
Usa el tamaño muestral de la media armónica = 5.000			
Alfa = .05.			

Tabla 4. Grupos Homogéneos entre los datos de Módulo de Flexión [GPa]

Discusión

La energía de polimerización es un factor determinante en el GC , dado que existe una relación directa entre ambos parámetros, es decir, a mayor energía de polimerización el GC aumenta, una explicación de este hecho es que a mayor energía de polimerización, más son los radicales libres que se generan, produciendo que un número mayor de grupos metacrilato reaccionen(22),⁽¹⁸⁾,⁽²³⁾ . Los valores obtenidos en este estudio de σ y E , son cercanos a los obtenidos por otros autores (19-21, 24, 25) . De acuerdo con Peutzfeldt y Asmussen(18), los valores de σ y E aumentan significativamente conforme aumenta la energía de polimerización; esto concuerda con los resultados anteriormente discutidos. Si no se genera un GC adecuado, el material polimerizado no produce las características mecánicas suficientes, como para ser utilizado en una restauración dental.

Conclusiones

La energía de polimerización es un factor que determina el comportamiento mecánico de los valores de σ , E . Si bien la resistencia mostrada por la marca analizada no muestra diferencias significativas, se debe tener en cuenta que el Módulo de Flexión en donde se relaciona la carga y la deformación si muestra diferencias entre grupos, por lo que importante que los profesionales de la salud bucodental que utilizan este tipo de material y equipo de polimerización, estén consientes de la importancia de que la energía de polimerización que irradian las lámparas, es fundamental para que la restauración sea eficiente.

Bibliografía

1. Macchi RL. Unidades para fotopolimerización. In: Macchi RL, ed. *Materiales Dentales*. Buenos Aires, Argentina: Panamericana, 2000:159-166.
2. Odian G. *Principles of polymerization*. 3rd ed. New York N.Y: John Wiley & Sons Inc., 1991.
3. Ruyter IE. Monomer systems and polymerization. In: Vanherle G, Smith D, C, eds. *Posterior composite resin dental restorative materials*: Peter Szulc Publishing Co., 1985:109-137.
4. Rawls HR, Esquivel-Upshawa J. Resinas para restauración. In: Anusavice KJ, ed. *Phillips Ciencia de los materiales dentales*. Madrid: Elsevier-Saunders, 2004:399 - 441.
5. Macchi RL. *Materiales Orgánicos*. In: Macchi RL, ed. *Materiales Dentales*. 3ra ed. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana, 2000:81-96.
6. Correr AB, Sinhoreti MA, Correr Sobrinho L, Tango RN, Schneider LF, Consani S. Effect of the increase of energy density on knoop hardness of dental composites light-cured by conventional QTH, LED and xenon plasma arc. *Braz Dent J* 2005;16:218-24.
7. Emami N, Soderholm KJ, Berglund LA. Effect of light power density variations on bulk curing properties of dental composites. *J Dent* 2003;31:189-96.
8. Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater* 2000;16:292-6.
9. ANSI/ADA. Specification no. 27. 2nd ed: American National Standar Institute, 1997:36.
10. ISO-Standars. ISO 4049 Dentistry-Polymer-based filling,restorative and luting materials. third ed: Switzerland International Organization for Standardization 2000:1-27.
11. Oréface RL, Discacciati JA, Neves AD, Mansur HS, Jansen WC. In situ evaluation of the polymerization kinetics and corresponding evolution of the mechanical properties of dental composites. *Polymer Testing* 2003;22:77 - 81.
12. Oberholzer TG, Grobler SR, Pameijer CH, Hudson AP. The effects of light intensity and method of exposure on the hardness of four light-cured dental restorative materials. *Int Dent J* 2003;53:211-5.
13. Yap AU, Soh MS, Han TT, Siow KS. Influence of curing lights and modes on cross-link density of dental composites. *Oper Dent* 2004;29:410-5.
14. Barros GK, Aguiar FH, Santos AJ, Lovadino JR. Effect of different intensity light curing modes on microleakage of two resin composite restorations. *Oper Dent* 2003;28:642-6.
15. Vandewalle KS, Ferracane JL, Hilton TJ, Erickson RL, Sakaguchi RL. Effect of energy density on properties and marginal integrity of posterior resin composite restorations. *Dent Mater* 2004;20:96-106.
16. Sakaguchi RL, Ferracane JL. Effect of light power density on development of elastic modulus of a model light-activated composite during polymerization. *J Esthet Restor Dent* 2001;13:121-30.

17. Musanje L, Darvell BW. Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity. *Dent Mater* 2003;19:531-41.
18. Peutzfeldt A, Asmussen E. Resin composite properties and energy density of light cure. *J Dent Res* 2005;84:659-62.
19. Yap AU, Teoh SH. Comparison of flexural properties of composite restoratives using the ISO and mini-flexural tests. *J Oral Rehabil* 2003;30:171-7.
20. Walker MP, Haj-Ali R, Wang Y, Hunziker D, Williams KB. Influence of environmental conditions on dental composite flexural properties. *Dent Mater* 2005.
21. Kaprielian N, Lagneau C, Zydowicz N, Lissac M, Grosogogeat B. Effect of type of polymerization on different properties of dental composites. *Biomed Mater Eng* 2005;15:483-93.
22. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater* 2002;18:463-9.
23. Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water--effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res* 1998;42:465-72.
24. Rodríguez V. Efectos de la Polimerización en las Propiedades de Materiales de base Orgánica. Cátedra de Materiales Dentales F.O. U.B.A. Buenos Aires, Argentina: Cátedra de Materiales Dentales. Facultad de Odontología, Universidad de Buenos Aires, 2003:118.
25. Danesh G, Davids H, Reinhardt KJ, Ott K, Schafer E. Polymerisation characteristics of resin composites polymerised with different curing units. *J Dent* 2004;32:479-88.