



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

VALORACIÓN FÍSICA DE UNA RESINA COMPUESTA A
BASE DE TRIMETILOLPROPANOTRIMETACRILATO.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

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

P R E S E N T A:

ARMANDO MONTIEL MILLAN

TUTOR: Dr. GABRIEL SÁEZ ESPÍNOLA

ASESORA: Esp. EIRA LÓPEZ PALACIOS



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

A la Facultad de Odontología y a la Universidad Nacional Autónoma de México por darme la oportunidad de desarrollarme intelectual, física, profesional y personalmente.

A mis padres por su apoyo incondicional, sus exigencias, su sacrificio, su confianza, su fe. Por haberme brindado los valores, las armas y la fuerza para cumplir esta y todas las metas que me eh propuesto. Espero ser el hijo que ustedes se merecen.

A mi hermano por ser parte importante de mi vida y por todos los momentos que hemos compartido a lo largo de estos años.

A mis padrinos, por todo su apoyo y por haber depositado su confianza en mí, para ustedes mi completo reconocimiento y mi eterna gratitud.

A usted tía Nora por estar siempre al pendiente, y por su insistencia acerca de las cosas que significan un bien para mí.

A mis tíos que me brindaron su mano y me acompañaron en los momentos importantes a pesar de la distancia.

A mis amigos por haber estado a mi lado durante estos años. Por haberme apoyado en los momentos complicados, y por haber compartido tantos momentos alegres, gracias por ser mi segunda familia.

A mi novia que aunque es poco el tiempo que estamos juntos has estado apoyándome, comprendiéndome y sobre todo queriéndome.

Al Dr. Gabriel Sáez Espínola, por haberme compartido de sus conocimientos y haber depositado en mí la confianza para poder desarrollar este proyecto tan importante. Siempre estaré en deuda con usted.

A la Esp. Eira López Palacios, por brindarme su amistad, por dedicarme de su tiempo y alentarme a seguir en el camino.

Al Ing. Carlos Alvarez Gayosso. Por su invaluable colaboración en este proyecto, por compartirme un poco de sus conocimientos y aconsejarme en los momentos complicado.

Agradezco el apoyo financiero al proyecto PAPIIT IN114608 “Desarrollo para adhesivos para Ortodoncia y resinas compuestas para uso en Odontología”. Por la adquisición del material.

A dios y a mí abuela por darme la oportunidad de disfrutar de un nuevo día.

A todos ustedes muchísimas gracias.....

ARMANDO MONTIEL MILLAN

ÍNDICE.-

I.- INTRODUCCIÓN.....	5
II.- MARCO TEORICO.	7
1. Resinas Compuestas	
2. Fase Orgánica	
3. Sistema Iniciador	
4. Fase Inorgánica	
5. Silano	
III.- PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	14
IV.- JUSTIFICACIÓN.....	14
V.- OBJETIVO.....	14
VI.- OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	15
VII.- HIPÓTESIS.....	15
VIII.- TIPO DE ESTUDIO.....	15
IX.- POBLACIÓN DE ESTUDIO.....	15
X.- VARIABLES INDEPENDIENTES.....	16
XI.- VARIABLES DEPENDIENTES.....	16
XII.- MATERIAL Y MÉTODOS.....	17
1. Reactivos utilizados.	
2. Análisis de Flexión.	
2.1. <i>Materiales y equipo</i>	
2.2. <i>Procedimiento.</i>	
2.3. <i>Interpretación de resultados.</i>	
3. Sorción y solubilidad.	
3.1. <i>Materiales y equipo</i>	
3.2. <i>Procedimiento.</i>	
4. Profundidad de curado.	

4.1.	<i>Materiales y equipo.</i>	
4.2.	<i>Procedimiento.</i>	
5.	Encogimiento por polimerización.	
5.1.	<i>Materiales y equipo</i>	
5.2.	<i>Procedimiento.</i>	
5.3.	<i>Instrumento para medición de encogimiento por polimerización.</i>	
5.4.	<i>Calculo de encogimiento por polimerización.</i>	
5.5.	<i>Calculo de la rapidez de fotopolimerización.</i>	33
XIII.-	RESULTADOS.....	
1.	Interpretación de resultados.	
1.1.	<i>Análisis de flexión.</i>	
1.2.	<i>Profundidad de curado.</i>	
1.3.	<i>Sorción y solubilidad.</i>	
1.4.	<i>Encogimiento por polimerización.</i>	35
XIV.-	RECURSOS HUMANOS.....	
		35
XV.-	RECURSOS FINANCIEROS.....	
		36
XVI.-	DISCUSIÓN.....	
		36
XVII.-	CONCLUSIONES.....	
		40
XVIII.-	BIBLIOGRAFÍA.....	

I.- Introducción.

Las resinas compuestas se han convertido en el material de restauración que más se utiliza en odontología, principalmente por estética, características físicas y su fácil manipulación. Desde sus inicios en los años cuarenta se ha buscado mejorar tanto sus características físicas como la biocompatibilidad de sus componentes con el tejido dental, produciendo año con año múltiples investigaciones acerca del comportamiento de sus fases (Orgánica e Inorgánica), con respecto a la interacción de todos los elementos que conforman la cavidad oral, así como los procesos que realiza en conjunto con el sistema estomatognático.¹

La molécula de BisGMA (Bisfenol Glicidil Metacrilato) se ha constituido como el principal monómero de las resinas compuestas durante varias generaciones aunque sus principales características como lo es su alta viscosidad y rigidez al polimerizar pongan limitaciones a su uso y obliguen a la utilización de un co-monómero (TEGDMA, UDMA) para diluirlo² y así compensar sus características físicas para su posterior uso en la práctica clínica. Esta problemática crea la necesidad de estudiar la utilización de un monómero único, es decir que no utilice co-monómeros para compensar sus características, y así mejorar el rendimiento del polímero tanto física como químicamente con relación a los tejidos dentales y a las funciones que estos realizan.

El Trimetilolpropano de trimetacrilato (TMPTMA); presenta características físicas ideales para este propósito, ya que su composición química brinda una gran resistencia mecánica y promueve la formación de cadenas

Cruzadas, aunado a que no necesita de co-monómeros para disminuir su viscosidad.³

¹ Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006;11:E215-20.

² Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997;105 (2):97-116.

³ Minhye Ha, Kangseok Lee, Soonja Choe.: Crosslinkable functional moiety for the formation of highly crosslinked stable microspheres in the precipitation polymerization. *Polymer* 49 (2008) 4592-4601.

Debido a la escasa literatura, y la poca información sobre el comportamiento de este monómero en la práctica Odontológica actual, primero se deberá cumplir con los requisitos impuestos por las normativas internacionales y así comprobar la viabilidad de emplearlo como material de reconstrucción dentro de la práctica clínica.

II.- Marco Teórico.

1. Resinas compuestas.

Las resinas compuestas se han introducido en el campo de la Odontología Conservadora para minimizar los defectos de las resinas acrílicas que hacia los

años 40 habían reemplazado a los cementos de silicato, hasta entonces los únicos materiales estéticos disponibles.⁴

En 1962 Bowen desarrolló el monómero del Bis-GMA, tratando de mejorar las propiedades físicas de las resinas acrílicas, cuyos monómeros permitían solamente la formación de polímeros de cadenas lineales.⁵

A partir de 1970 aparecieron los materiales compuestos polimerizados mediante radiaciones electromagnéticas que obviaban la mezcla y sus inconvenientes, se utilizó en los primeros momentos la energía luminosa de una fuente de luz ultravioleta (365 nm), pero ante sus efectos iatrogénicos y su poca profundidad de polimerización, fue sustituida por la luz visible (427-491 nm), actualmente en uso y desarrollo.⁶

Las resinas compuestas están formadas por:⁷

- 1) FASE ORGÁNICA: Monómeros
- 2) FASE INORGÁNICA: Material de Relleno, Silano, Aditivos

2. Fase Orgánica.

El BisGMA, UDMA y TEGDMA.- Proporcionan resistencia mecánica al sistema adhesivo por densidad en la formación de enlaces poliméricos cruzados, la cantidad de éstos compuestos tienen influencia en la densidad del adhesivo no polimerizado y sobre las propiedades mecánicas del adhesivo polimerizado.⁸

⁴Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2006;11:E215-20.

⁵ Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. J Am Dent Assoc 1963;66:57-64.

⁶ Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. Eur J Oral Sci 2002;110:471-9.

⁷ Bayne S. Dental biomaterials: where are we and where are we going? Journal of Dental Education (2005); 571-585

⁸ Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. Biomaterials 2002;23(8):1819-29.

El Bis-GMA (Bisfenol Glicidil Meta Acrilato) no polimerizado es muy viscoso debido a su elevado peso molecular, ofrece menor contracción por polimerización y endurecimiento rápido.⁹ Presenta dos anillos aromáticos que hacen a este monómero bastante rígido. Esta propiedad ha demostrado tener un efecto negativo sobre la tasa de cambio, los grupos polimerizables de metilo tendrán dificultades con la búsqueda de un grupo metilo de unión. Por lo tanto, es necesario no comprometer la polimerización con la mezcla de otros monómeros de menor peso molecular.¹⁰

Como diluyente se emplea TEGDMA debido a que tiene mayor flexibilidad, se usa para compensar la rigidez de Bis-GMA y la mezcla dará como resultado resinas con mayor tasa de conversión¹¹; aumenta la resistencia a la tracción pero reduce la fuerza de flexión del polímero resultante¹¹ Existe cierta controversia acerca de la biocompatibilidad de estos 2 monómeros. Aparte de la citotoxicidad, se le ha asignado actividad estrogénica al Bis-GMA. Además, algunos estudios indican efectos adversos de ambos Bis-GMA y TEGDMA sobre la fertilidad de

Ratones hembras y machos^{12 13}. Se ha especulado que Bis-GMA puede ser metabolizado, por combinación hidrolítica y degradación enzimática formando de bisfenol A, un compuesto con actividad estrogénica.^{14 15} La liberación de bisfenol A, a partir de resinas Bis-GMA sigue siendo motivo de controversia. Algunos autores han demostrado su presencia en la saliva, mientras que otros

⁹ Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997;105 (2):97–116.

¹⁰ Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res* 1986;20(1):121–31.

¹¹ Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of selected components on crosslink density in polymer structures. *Eur J Oral Sci* 2001; 109(4):282–5

¹² Mariotti A, Soderholm KJ, Johnson S. The in vivo effects of bisGMA on murine uterine weight, nucleic acids and collagen. *Eur J Oral Sci* 1998;106(6):1022–7.

¹³ Darmani H, Al Hiyasat AS. The resin monomer triethylene glycol dimethacrylate exhibits reproductive toxicity in male mice. *Reprod Fertil Dev* 2005;17(4):401–6.].

¹⁴ Schafer TE, Lapp CA, Hanes CM, Lewis JB, Wataha JC, Schuster GS. Estrogenicity of bisphenol A and bisphenol A dimethacrylate in vitro. *J Biomed Mater Res* 1999;45(3):192–7.

¹⁵ Al Hiyasat AS, Darmani H, Elbetieha AM. Effects of bisphenol A on adult male mouse fertility. *Eur J Oral Sci* 2002;110(2):163–7.].

investigadores llegaron a la conclusión de que la cantidad liberada de bisfenol A es insignificante.^{16 17}

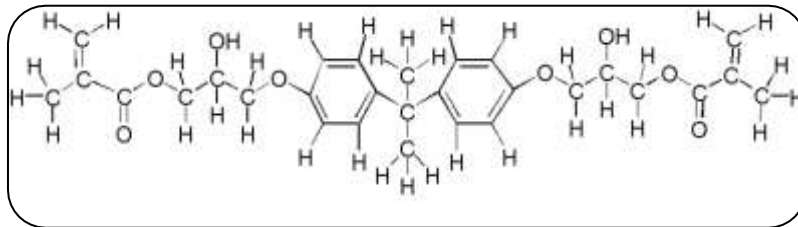


Figura 1. Bisfenol A Glicidil Metacrilato

<http://www.uib.no/rg/biomaterial/en/research/exposure-and-bioresponse/organic-leachables-from-dental-material>.

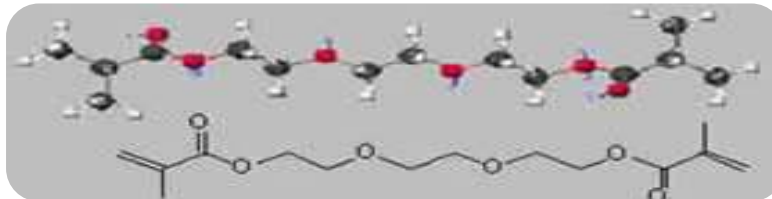


Figura 2. Trie-tilen-Glicol Dimetil Meta Acrilato

<http://www.uib.no/rg/biomaterial/en/research/exposure-and-bioresponse/organic-leachables-from-dental-material>.

Trimetilolpropano de trimetacrilato: "TMPTMA".- Es un polímero coloidal empleado como grupo funcional, de tamaño micrométrico uniforme, con

¹⁶ Lewis JB, Rueggeberg FA, Lapp CA, Ergle JW, Schuster GS. Identification and characterization of estrogen-like components in commercial resin-based dental restorative materials. Clin Oral Invest 1999;3(3):107-13.

¹⁷ Soderholm KJ, Mariotti A. BIS-GMA—based resins in dentistry: are they safe J Am Dent Assoc 1999;130(2):201-9.

morfología esférica, es un agente con alto potencial para formación de cadenas cruzadas. Mynhye y colaboradores recomiendan emplear entre el 15 y el 80% mol. De TMPTMA para obtener partículas esféricas estables con adecuada densidad de cadenas cruzadas y tener mayor resistencia mecánica, no requiere comonomeros para disminuir la viscosidad.¹⁸

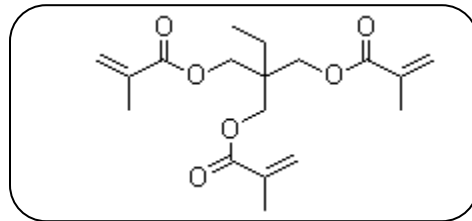


Figura 3. Trimetilolpropano de trimetacrilato

<http://www.uib.no/rg/biomaterial/en/research/exposure-and-bioresponse/organic-leachables-from-dental-material>.

3. Sistema Iniciador.

Los iniciadores son generalmente moléculas que poseen uniones atómicas con baja energía, que se forma en virtud de los radicales bajo ciertas condiciones¹⁹ la cantidad de iniciador esta directamente relacionada con la resistencia mecánica de la resina.²⁰ ²¹ Los radicales pueden ser producidos por una variación térmica, fotoquímica y métodos de óxido reducción. La canforoquinona (CQ) es un excelente fotoiniciador que absorbe a través de una amplia gama de longitudes de onda de 360-510nm, con un máximo de asorbancia alrededor de 468nm (luz azul).

¹⁸ Minhye Ha, Kangseok Lee, Soonja Choe.: Crosslinkable functional moiety for the formation of highly crosslinked stable microspheres in the precipitation polymerization. *Polymer* 49 (2008) 4592–4601.

¹⁹ Odian G. Principles of polymerization. New York: Willey Interscience; 2004.

²⁰ Kalliyana K, Yamuna V. Effect of initiator concentration, exposure time and particle size of the filler upon the mechanical properties of a light-curing radiopaque dental composite. *J Oral Rehab* 1998; 25(10):747–51.

²¹ Sun GJ, Chae KH. Properties of 2,3-butanedione and 1-phenyl-1,2-propanedione as new photosensitizers for visible light cured dental resin composites. *Polymer* 000;41(16):6205–12.

Cuando se disuelve en el agua, la absorción pico se reduce, a la longitud de onda de 457nm, mientras que en una disolución de medio ambiente polar, como el TEGDMA resulta en un espectro con pico en 474nm. Su amplio espectro de absorción es una ventaja. A temperatura ambiente, la CQ es un polvo cristalino, esta molécula es limitadamente soluble en agua. Uno de los principales inconvenientes de la CQ es su inherente color pardo-amarillento; Este iniciador, normalmente se usa en cantidades ínfimas (0.03-01%).²²

4. Fase inorgánica.

Material de relleno.- La fase dispersa de la resina compuesta estará formada por un material de relleno inorgánico. La naturaleza del relleno,

Su modo de obtención y la cantidad incorporada determinarán en gran medida las propiedades mecánicas del material restaurador.²³ Las partículas de relleno son incorporadas a la fase orgánica para mejorar las propiedades físico-mecánicas de la matriz orgánica, tales como resistencia a la compresión, resistencia elástica, módulo de elasticidad, resistencia a la abrasión y la contracción de polimerización.²³ De ahí que la incorporación del mayor porcentaje de relleno posible, sea un objetivo fundamental.²³

Según Anusavice Para incorporar máxima cantidad de relleno en la matriz de resina se necesita distribución del tamaño de partículas. Lo cual va a depender directamente de su tamaño y la capacidad de estas de unirse a la matriz orgánica. Existe una clasificación clásica, enunciada por Lutz y Phillips, que engloba de manera genérica a estos materiales y los encasilla, de acuerdo con el tamaño de la partícula de la siguiente manera:²⁴

²² Janda R, Roulet JF, Kaminsky M, Steffin G, Latta M. Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation. Eur J Oral Sci 2004;112(3):280-5.

²³ Anusavice K. Phillips Ciencia de los Materiales Dentales. Undécima edición. Elsevier, Madrid, (2004).

²⁴ Lutz F, Phillips R. A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent. (1983) 50(4):480-8.

Macropartículas: este tipo de composite corresponde a los primeros que presentaron en el mercado y solo presenta en su composición partículas de macrorrelleno (1 a 100 micras), lo que produce un desgaste inaceptable en el material y el diente antagonista²³

Micropartículas: estos presentan un relleno de sílice amorfo, finalmente triturado con un tamaño promedio de (0.01 a 0.9 micras). A partir de estas Partículas se pueden realizar diferentes combinaciones, lo que da origen a los siguientes subgrupos²³:

- Composites de microrrelleno homogéneos
- Composites de partículas prepolimerizadas fragmentadas
- De partículas prepolimerizadas esféricas
- Complejos de microrelleno aglomerado

Híbridos: están basados en una combinación de distintos tamaños de partículas con el propósito de incorporar un porcentaje controlado de carga de acuerdo con la exigencia clínica, lo que permite lograr materiales con alta carga, que combinan micropartículas con partículas de relleno más grandes.²⁵

5. Silano:

En general, las partículas de carga en las resinas son silanizadas para permitir la unión química entre el relleno y la matriz de resina.²⁶

²⁵ Lang, B. Jaarda, M. Wang, R. Filler particle size and composite resin classification systems. J Oral Rehabil. (1992); 19: 569-584.

²⁶ Messersmith M, Devine S. Effects of tooth surface preparation on the shear bond strength of resin modified glass ionomer cements Journal Clinic of Orthodontics. 1997; 31(8): 503- 509.

III.- Planteamiento del problema.

Debido a la rápida evolución tecnológica, se ofertan en el mercado diversas resinas para reconstrucción cambiando únicamente el co-monómero ya que la base sigue siendo Bis-GMA, sin embargo éste presenta alta viscosidad, requiere otro monómero para disminuirla, lo que lleva a una co-polimerización y elevada contracción por polimerización.

IV.- Justificación.

Existe otro monómero de la misma familia del BisGMA (di-acrilato) que puede sustituirlo TMPTMA (tri-acrilato) ya que es poco viscoso, no requiere un co-monómero para disminuir la viscosidad, presenta menor contracción por polimerización, estimula la formación de cadenas cruzadas, traduciéndose en mayor resistencia mecánica (resistencia a la adhesión) evitando la co-polimerización.

V.- Objetivo.

Evaluar el desempeño físico de una resina experimental para reconstrucción con base Trimetilol Propano de Trimetacrilato.

VI.- Objetivos específicos.

Evaluar: 1) Resistencia a la flexión.
2) Encogimiento por polimerización
3) Profundidad de curado.

4) Sorción.
5) Solubilidad.

VII.- Hipótesis.

Con base en la norma ISO 4049 determinar si una resina experimental a base de TrimetilolpropanoTrimetacrilato (TMPTMA) presenta mejor comportamiento físico que una resina experimental con base BisGMA.

VIII.- Tipo de estudio.

Experimental y Comparativo.

IX.- Población de estudio.

1. Resina Experimental con base TMPTMA

Selección del grupo control:

2. Resina experimental con base BisGMA, con los mismos componentes que la experimental con base TMPTMA.

X.- Variables independientes.

- 1) Resina con base TMPTMA
- 2) Resina con base BisGMA

XI.- Variables dependientes.

- 1) Resistencia a la flexión.
- 2) Encogimiento por polimerización
- 3) Profundidad de curado.
- 4) Sorción.
- 5) Solubilidad.

XII.- Material y Métodos.

Resina con base TMPTMA	Resina con base BisGMA
Material Orgánico: 30%	Material Orgánico: 30%
Monómero: TMPTMA	Monómero: BisGMA Co-Monómero: TEGDMA
Material Inorgánico: 70%	Material Inorgánico: 70%

Tabla 1. Composición de las resinas compuestas utilizadas en este estudio

1. Reactivos utilizados para las formulaciones:

TMPTMA: Trimethylolpropane trimethacrylate. “Monómero”

Líquido poco viscoso, incoloro.

Laboratorio: Aldrich.

DMPT: N,N-Dimethyl-p-toluidine, 99%. “Iniciador”.

Líquido poco viscoso, ligeramente café.

Lote No: 24017BB.

Laboratorio: Aldrich.

CPQ: (1R) Camforoquinona, 99% “Fotoactivador”

Sólido en polvo, amarillo intenso.

Lote No: 09222PD

Laboratorio: Aldrich.

Harina sílice M 325: Dióxido de silicio “Material de relleno”

Sin número de lote

Distribuidora y comercializadora de equipos y diversos Concepción

Romero.

Aerosil R-972: Dióxido de silicio silanizado. “Material de relleno”

Polvo, partícula nanométrica de color blanco.

Lote: 68611-44-9

Laboratorio: Degussa.

2. Análisis de Flexión:

2.1.- Materiales y Equipo:

Molde de acero inoxidable (24.90 x 1.92 x 2.00 mm)

Dos portaobjetos de vidrio.

Cinta Mylar.

2 Pinzas.

Fuente de energía externa (Lámpara bluephase C8 Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Micrómetro (Mitutoyo, Tokio Japón).

Radiómetro de curado (Optilux Demetron Research Corporation. Danbury, Ct. USA.)

Radiómetro térmico modelo 200, (Heat/ Glare Demetron Research Corporation. Danbury, Ct. USA.)

Cámara ambientadora (Horno Felisa, México).

Máquina Universal de pruebas, (Instron model 1125/5500R, Instron Corp, Canton, MA, USA).

Soporte de carga (20.00 mm).

Probeta (25.00 x 2.00 x 2.00 mm).

2.2.- Procedimiento:

Atendiendo a la norma ISO 4049²⁷ se realizaron 30 especímenes, bajo condiciones de humedad y temperatura controladas (65%HR, 22° C).

²⁷ International Standards, Organization ISO 4049. Dentistry—Polymer-based filling, restorative and luting materials; 1988

Se pincelo una capa delgada de aceite de silicón en la superficie del molde, se llenó el molde con la resina experimental con base en TMPTMA, se colocó cinta Mylar sobre la ventana llenada previamente con la resina, puesto

Sobre uno de los portaobjetos de vidrio se colocó el segundo de los portaobjetos presionados por medio de las pinzas para

Eliminar el excedente. Se colocó la punta de la lámpara de fotopolimerizado (Bluephase C8 Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) previamente medida en cuanto a intensidad lumínica y calorífica por medio de los radiómetros ($600\text{mw}/\text{cm}^2$, $10\text{mw}/\text{cm}^2$); al centro del espécimen y contra la placa de vidrio de cuarzo durante 40 segundos. Se irradió a los lados de ésta, hasta cubrir toda la ventana en su totalidad, en un tiempo total de 120 segundos.

Se colocó el conjunto en 90 % HR a 37°C durante 15 minutos. Se retiró el espécimen del molde y se almacenó en inmersión de agua desionizada a 37°C durante 24 horas. A éste tiempo, se midió las dimensiones del espécimen con un vernier (Mitutoyo, Tokio Japón) con una precisión de $(\pm 0.01\text{mm})$. El espécimen fue colocado en el soporte de 20 mm. Dentro de un contenedor con agua desionizada mantenida a 37°C durante toda la prueba, se aplicó una carga compresiva (50 N), a $1\text{mm}/\text{min}$, hasta que el espécimen se fracturó. Se registró la carga máxima ejercida sobre el espécimen.

Para obtener los valores de Resistencia a la Flexión. Se calculó la resistencia a la flexión, σ , en MegaPascales, a partir de la siguiente ecuación:

$$\sigma = 3FI / 2bh^2$$

Dónde.

F. es la carga máxima en Newtons, ejercida sobre el espécimen.

I. es la distancia, en mm. Entre los soportes, con una precisión $\pm 0.01\text{ mm}$.

b. es la anchura, en mm, del espécimen medida inmediatamente antes del ensayo.

h. es la altura del espécimen, en mm, medida inmediatamente antes del ensayo.
 Módulo de flexión. Se calcula el módulo de flexión, E, en MegaPascales, a partir de la ecuación siguiente:

$$E = F_1 l^3 / 4bh^3d$$

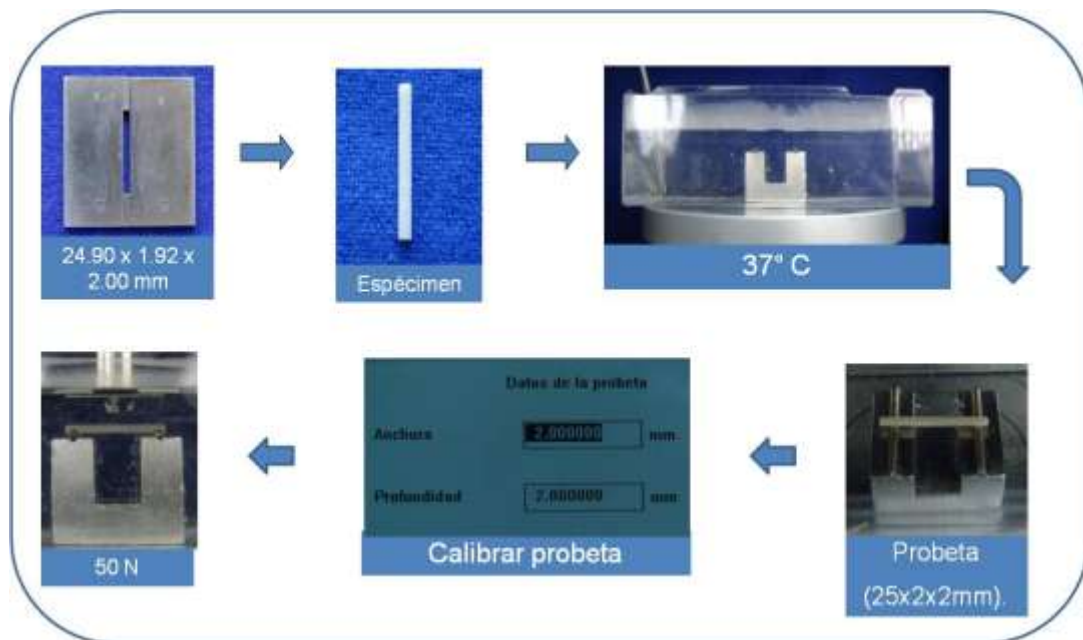


Figura 4. Método Resistencia a la Flexión

Dónde.

F_1 . Es la carga, en Newtons, en un punto conveniente de la porción de línea recta de la curva.

d. Es la deflexión, en mm, en la carga F_1 .

l. es la distancia, en mm. Entre los soportes, con una precisión +/- 0.01 mm.

b. es la anchura, en mm, del espécimen medida inmediatamente antes del ensayo.

h. es la altura del espécimen, en mm, medida inmediatamente antes del ensayo.

2.3.- Interpretación de los resultados.

Se calcularon los resultados de la resistencia a la flexión. Si la mayoría de los resultados se encuentran por encima de los 50 MPa, se declara que el material cumple con uno de los requisitos establecidos, en el apartado 4.2.6 de la norma ISO 4049²⁸.

3. Sorción y solubilidad:

3.1.- Materiales y equipo:

²⁸ International Standards, Organization ISO 4049. Dentistry—Polymer-based filling, restorative and luting materials; 1988

Molde de acero inoxidable (14.94 mm de diámetro x 21.64 mm de espesor).

Micrómetro (Mitutoyo, Tokio Japón).

Fuente de energía externa (Lámpara Bluephase C8 Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Radiómetro de curado (Optilux Demetron Research Corporation. Danbury, Ct. USA.)

Radiómetro térmico modelo 200, (Heat/ Glare Demetron Research Corporation. Danbury, Ct. USA.)

Cinta Mylar.

Desecador con Sílica.

Balanza Analítica (OHAUS).

Cámara ambientadora (Horno Felisa, México).

Placa de vidrio.

Pesa de 500 g.

Agua Bidestilada

Agua Desmineralizada.

Resina experimental base TMPTMA

Resina experimental base BisGMA

3.2.- Procedimiento.

Se calcularon la sorción y solubilidad (n=30) atendiendo a ISO 4049²⁹.

Se prepararon 20 especímenes (Grupo 1) Resina TMPTMA, (Grupo 2) Resina base BisGMA, bajo condiciones de humedad y temperatura controladas (65%HR, 22° C). Utilizando un molde de acero inoxidable de 14.94 mm de diámetro ajustando el espesor a 0.5+/-0.1 mm con un Calibrador. Previa lubricación con aceite de silicón, el molde se sobre obturó con la resina, se colocó encima cinta

²⁹ International Standards, Organization ISO 4049. Dentistry—Polymer-based filling, restorative and luting materials; 1988

Mylar y una loseta de vidrio (100 x 26 x 1.6 mm) con un peso de 10 g. Sobre ésta se colocó una pesa de 500g durante un minuto. Para polimerizar los especímenes se empleó una lámpara de fotopolimerizado (Bluephase C8 Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) previamente medida en cuanto a intensidad lumínica y calorífica por medio de los radiómetros ($600\text{mw}/\text{cm}^2$, $10\text{mw}/\text{cm}^2$) durante 40 segundos. Se colocó la punta de la lámpara de fotopolimerizado en 5 sitios sobre la loseta (al centro y a los cuatro lados) durante 200 segundos en total, se retiró la loseta y la cinta Mylar, para desalojar el espécimen. Una vez removidos fueron colocados sobre una criba de papel Bond y llevados a un desecador con sílica (23°C). La cuál fue deshidratada previamente durante 5 horas a 130°C . Transcurridas 24 horas, las muestras se pesaron en una balanza (OHAUS), con una precisión de $\pm 0.2\text{mg}$ repitiendo este ciclo hasta que se obtuvo una masa constante a $\pm 0.2\text{mg}$ en un periodo de 24 horas. Esta medición fue reportada como M1.

Una vez estabilizados los especímenes fueron colocados individualmente en recipientes herméticamente sellados en 2 grupos de 10 muestras en una inmersión de agua bidestilada y en agua desmineralizada respectivamente. Los contenedores fueron almacenados a 37°C durante 7 días dentro de una cámara con temperatura controlada. Después de éste tiempo, se removieron los especímenes, se secaron con papel, se agitaron al aire durante 15 segundos, y una vez transcurrido un minuto de haberlos retirado del agua se pesaron en la balanza analítica (M2).

Los especímenes fueron colocados en el desecador a 23°C , hasta que mostraron un peso constante ($\pm 0.2\text{mg}$); se reportó como M3. Se midió el diámetro (D) y espesor (h) de cada espécimen desde el centro de la circunferencia y hacia cuatro puntos ortogonales colocados a la misma

Distancia para calcular el volumen (V) en milímetros cúbicos mediante la fórmula siguiente.

$$V = \pi D^2 h / 4$$

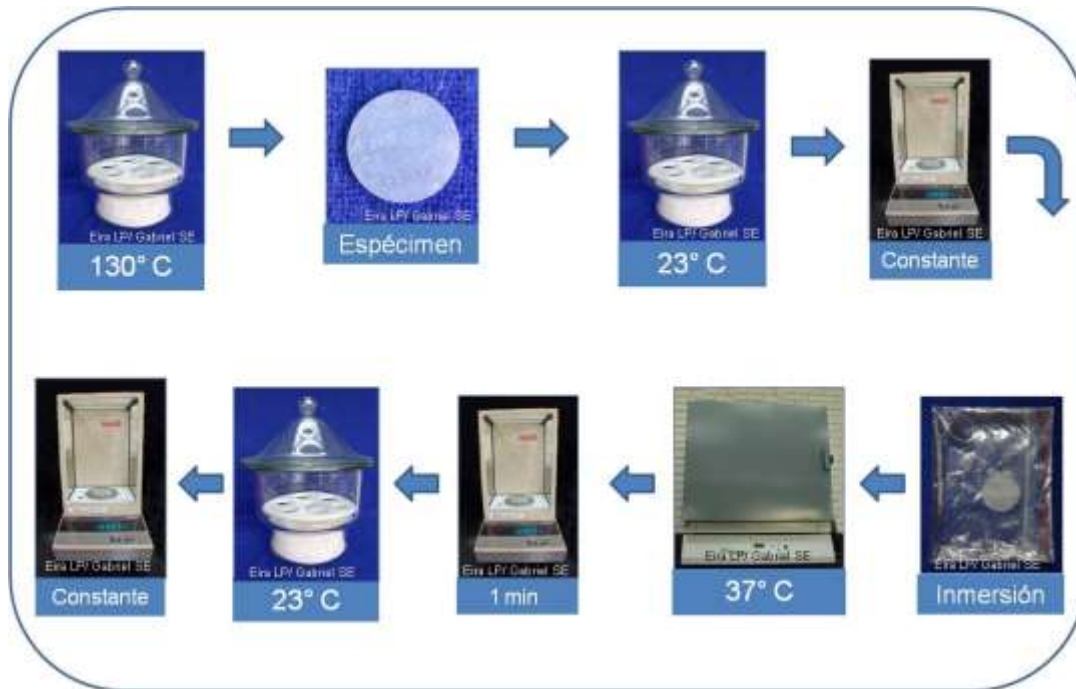


Figura 5. Método de sorción y solubilidad

Para calcular la sorción acuosa, S expresada en $\mu\text{g}/\text{cm}^3$, se empleó la fórmula:

$$S = \frac{M2 - M1}{V}$$

Para la solubilidad, w_{s1} en $\mu\text{g}/\text{cm}^3$, para cada uno de los especímenes se utilizó la siguiente ecuación:

$$w_{s1} = \frac{M1 - M3}{V}$$

Dónde.

M1. Es la masa condicionada del espécimen en microgramos antes de la inmersión en agua.

M2. Es la masa del espécimen, en microgramos después de la inmersión en agua durante 7 días.

M3. Es la masa reacondicionada del espécimen en microgramos.

V. Es el volumen del espécimen en milímetros cúbicos.

4. Profundidad de curado.

4.1.- Materiales y Equipo.

Molde metálico. (3.88 mm de diámetro x 5.86 mm espesor)

Dos portaobjetos de vidrio.

Cinta Mylar.

Fuente de energía externa. (Lámpara Bluephase C8 Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Micrómetro (Mitutoyo, Tokio Japón).

Radiómetro de curado (Optilux Demetron Research Corporation. Danbury, Ct. USA.)

Radiómetro térmico modelo 200, (Heat/ Glare Demetron Research Corporation. Danbury, Ct. USA.)

Balanza Analítica (OHAUS)

Cámara ambientadora (Horno Felisa, México).

Espátula para resinas.

4.2.- Procedimiento.

Atendiendo a la norma ISO 4049³⁰ Se prepararon 20 especímenes bajo condiciones de humedad y temperatura controladas (68%HR, 24° C). Se colocó el molde en una tira de la cinta Mylar, Previamente lubricado con aceite de silicón, se sobre obturó con la resina Teniendo cuidado de excluir las burbujas de aire. Se colocó una segunda tira de cinta Mylar en el extremo realizando presión sobre el molde para eliminar el excedente. Se colocó la lámpara de fotopolimerizado (Bluephase C8 Ivoclar Vivadent, Schaan,

Liechtenstein) previamente medida en cuanto a intensidad lumínica y calorífica por medio de los radiómetros (600mw/cm², 10mw/cm²) durante 40 segundos, contra la tira de película, polimerizando el material durante 40 segundos.

Una vez polimerizado, se retiró el espécimen del molde eliminando los residuos de material no polimerizado por medio de una espátula para resinas. Se midió la altura del cilindro del material curado con el micrómetro con una precisión de +/- 1mm (Mitutoyo, Tokio Japón).

Se Registró el valor como profundidad de polimerización. Se repitió el procedimiento hasta conseguir 20 valores.

³⁰ International Standards, Organization ISO 4049. Dentistry—Polymer-based filling, restorative and luting materials; 1988

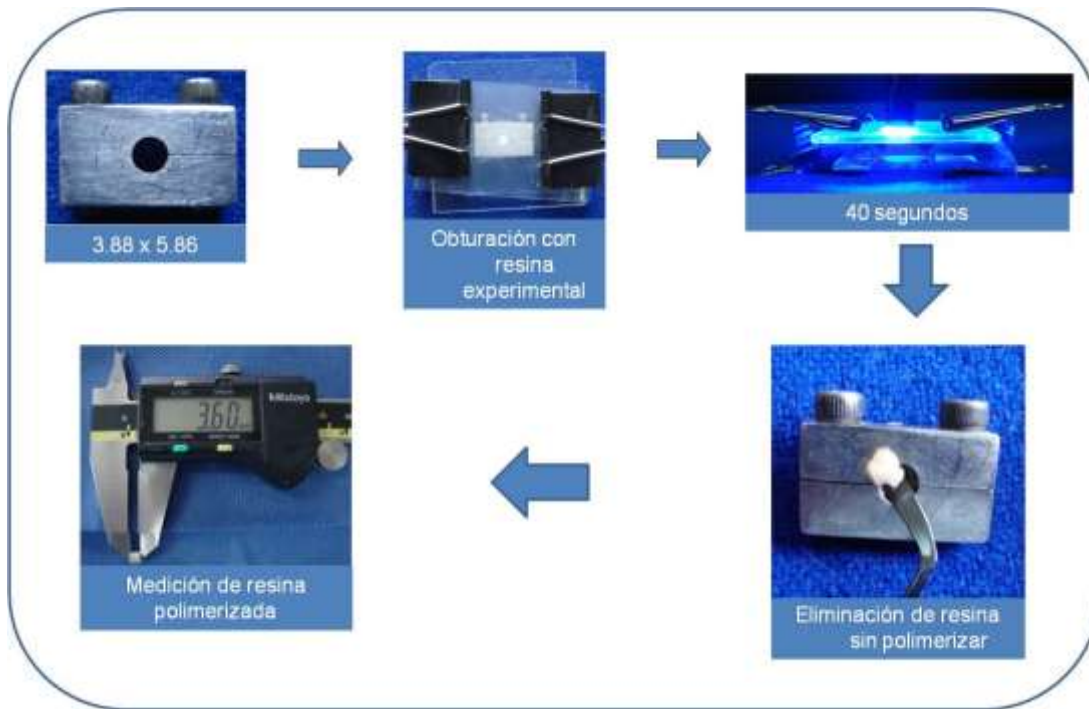


Figura6. Método Profundidad de Curado

5. Encogimiento por polimerización:

5.1.- Materiales y Equipo.

Portaobjetos de vidrio.

Anillo de cobre de 1.24 mm de altura por 19 mm de diámetro interno.

Cubre objetos de vidrio.

Fuente de energía externa. (Lámpara Bluephase C8 Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Radiómetro de curado (Optilux Demetron Research Corporation. Danbury, Ct. USA.)

Radiómetro térmico modelo 200, (Heat/ Glare Demetron Research Corporation. Danbury, Ct. USA.)

Balanza Analítica (OHAUS)

Cámara ambientadora (Horno Felisa, México).

Instrumento para medición de encogimiento por polimerización

5.2.- Procedimiento.

Se realizaron 20 pruebas, bajo condiciones de humedad y temperatura controladas (68%HR, 24° C). Se colocó una cantidad del material de ensayo, sobre el portaobjetos de vidrio obteniendo una muestra de entre 15 y 17 gramos de peso. Ubicándola en el centro de un anillo de cobre de 19mm de diámetro interno por 1.24mm de altura, con un cubreobjetos de vidrio flexible sobrepuesto en contacto con el material, cuidando que este se adhiera en la superficie del mismo. Se posiciona el portaobjetos con el material de ensayo en el centro del anillo de cobre centrándolo a la ventana de radiación. Ubicando el transductor del instrumento para la medición de encogimiento por polimerización por encima del cubreobjetos de vidrio. La boquilla de la

lámpara de fotopolimerizar (Bluephase C8 Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) previamente medida en cuanto a intensidad lumínica y

Calorífica por medio de los radiómetros ($600\text{mw}/\text{cm}^2$, $10\text{mw}/\text{cm}^2$), quede ubicada en la ventana de radiación activándose durante 30 segundos, irradiando la muestra.



Figura 7. Método encogimiento por polimerización.

5.3.-Instrumento para medición de encogimiento por polimerización.

Calibración del transductor de desplazamiento.³¹ La armadura del transductor para un Transformador variable lineal (LVDT), es desplazada por

un micrómetro digital con sensibilidad mayor de $0.1\mu\text{m}$ (Mitutoyo, Tokio Japón).mientras el voltaje de salida del transductor (mV), es almacenado en la unidad de memoria de un software de adquisición de datos (PICO ADC-16, Pico Technology Ltd., Harwick, Cambridge UK).El

Factor de calibración del desplazamiento-voltaje, es calculado por una regresión lineal ($r^2= 0.9996$) mientras el valor de K es igual a $17/\mu\text{m}$.

5.4.- Cálculo del encogimiento por polimerización.³²

³¹ Alvarez-Gayosso C, Barceló-Santana F, Guerrero-Ibarra J, Sáez-Espínola G, Canseco-Martinez M. Calculation of contraction rates due to shrinkage in light-cured composites; Academy of Dental Materials, 2003 E.230-233.

Algunas resinas se adhieren al vidrio; propiedad utilizada para medir las fuerzas de contracción. La polimerización de la resina permite que la cubierta de vidrio flexible sufra una deflexión, dando lugar a la tensión por polimerización. La deflexión por polimerización es monitoreada durante el tiempo de la prueba (600s) por el transductor LVDT, el cual está conectado a un acondicionador de señal y de ahí a una unidad de adquisición de datos.

La deflexión de tensión por contracción es definida por:

$$\Delta L = L_0 - L_t$$

Donde L_0 es igual a 1.24mm y L_t es el espesor a determinado tiempo.

Estos cálculos son por las medidas de voltaje y el factor de calibración del desplazamiento-voltaje por la siguiente fórmula.

$$L_t = (V_t - V_{t=0}) / K$$

Donde V_t es el voltaje obtenido a cualquier momento de la prueba, y $V_{t=0}$ es el voltaje inicial en el segundo 0.

El porcentaje de tensión por polimerización (S) es calculado como una función de tiempo de la siguiente manera.

$$S = 100\Delta L / L_0.$$

³² Alvarez-Gayosso C, Barceló-Santana F, Guerrero-Ibarra J, Sáez-Espínola G, Canseco-Martínez M. Calculation of contraction rates due to shrinkage in light-cured composites; Academy of Dental Materials, 2003 E.230-233.

5.5.- Cálculo de la rapidez de fotopolimerización.³³

La contracción se observa de inmediatamente después de que la resina es activada por la luz, el declive inicial representa el índice de contracción, V_s , este valor es obtenido por. $\Delta L - t$ en la gráfica.

XIII.- Resultados.

A continuación se ilustra, la relación comparativa del promedio de los valores obtenidos de las pruebas físicas realizadas a dos resinas experimentales con base de BisGMA-TEGDMA y TMPTMA.

Tabla 2: Promedio de valores obtenidos durante las pruebas físicas de dos resinas experimentales.

	Resina experimental con base de (BisGMA-TEGDMA) ³⁴	Resina experimental con base de TMPTMA
Resistencia a la Flexión (MPa)	89 (± 0)	28 (± 10)
Modulo Elástico	47000	404

³³ Alvarez-Gayosso C, Barceló-Santana F, Guerrero-Ibarra J, Sáez-Espinola G, Canseco-Martinez M. Calculation of contraction rates due to shrinkage in light-cured composites; Academy of Dental Materials, 2003 E.230-233.

³⁴ Comunicación personal con el Dr. Carlos Alvarez Gayosso, Laboratorio de Materiales Dentales, División de Estudios de Posgrado e Investigación, Facultad de Odontología UNAM.

(MPa)	(± 0)	(±0)	
Profundidad de Curado (mm)	2.91 (± 0)	3.34 (± 0.089)	
Sorción ($\mu\text{g} / \text{ml}^3$)	0.0328 (± 0.0038)	Agua Desmineralizada 0.054 (±0.14)	Agua Bidestilada 0.0098 (±0.0024)
Solubilidad ($\mu\text{g} / \text{ml}^3$)	0.0116 (±0.0025)	Agua Desmineralizada 0.0030 (± 0.0034)	Agua Bidestilada 0.0055 (±0.0009)
Encogimiento por polimerización (%)	3.2 (±0.57)	4.43 (±0.4368)	

1. Interpretación de los resultados.

1.1.- Análisis de Flexión.

De acuerdo a la norma ISO 4049³⁵, la resina experimental base BisGMA cumple con los requisitos establecidos, sin embargo la base TMPTMA falló, ya que el mínimo requerido es de 50MPa. De acuerdo al modulo elástico la resina base BisGMA tiene un comportamiento más rígido, en comparación con la resina base TMPTMA.

1.2.- Profundidad de Curado:

El promedio de las medidas individuales de cada espécimen es de 3.34 milímetros, el cual es mayor a los 2 milímetros que la norma ISO 4049³⁵ en su apartado 4.2.5, marca como mínimo para las restauraciones a base de resina

³⁵ International Standards, Organization ISO 4049. Dentistry—Polymer-based filling, restorative and luting materials; 1988

compuesta, por lo tanto se demuestra que ambos materiales cumplen con ésta propiedad satisfactoriamente

1.3.- Sorción y Solubilidad.

Según lo pedido por la norma en cuanto a sorción y solubilidad (50 microgramos y 5 microgramos) ambas resinas cumplen con ella; sin embargo se observa que la resina BisGMA absorbe mayor cantidad de agua que la que pierde; quizá debido a que el tiempo de prueba es corto y los polímeros se pudieran estar hinchando, por lo que habría que realizar una prueba a largo plazo para determinar si éstos llegan a ser estables con el paso del tiempo; se observa que la resina base TMPTMA es mucho más estable en agua desmineralizada.

1.4.- Encogimiento por polimerización.

Se observa que la resina experimental base TMPTMA presenta 2.23% mayor encogimiento que la base BisGMA.

XIV.- Recursos humanos.

Tesista de licenciatura.

XV.- Recursos financieros.

Proyecto PAPIIT IN114608 "Desarrollo de Adhesivos Para Ortodoncia y Resinas Compuestas Para Uso En Odontología"

XVI.- Discusión.

La composición particular de cada resina compuesta que se utiliza en la práctica odontológica, va a determinar el comportamiento que este material tenga ante el medio al que va a ser expuesto así como las funciones que este va a realizar. La manipulación correcta y las características físicas apropiadas son fundamentales para el éxito que tenga el material utilizado.³⁶

Kim y colaboradores afirman que la matriz inorgánica es la parte fundamental que influye en las propiedades de las resinas para reconstrucción, lo cual se confirma en éste estudio ya que la composición de ambas resinas experimentales fue la misma, variando únicamente el monómero.³⁷

Los resultados obtenidos del análisis flexural indican que la resina experimental con base TMPTMA presenta resistencia a la flexión de 28 MPa en comparación con base de BisGMA- TEGDMA de 89 MPa. La norma ISO 4049 pide que la resistencia a la flexión no sea menor a 50 MPa por lo cual la resina con base en TMPTMA no cumple con los requerimientos.

Davidenko³⁸ demostró que el ordenamiento de las micropartículas del material así como el empleo de un mismo material de relleno produce propiedades mecánicas similares entre dos resinas; en este caso se demuestra que el material de relleno no modifica directamente el desempeño del material sino la base orgánica.

De acuerdo con Veranes³⁹, quien mide la eficacia de polimerización se observa que ambas resinas presentan adecuados valores cuando es medido en base a la profundidad de curado del material.

³⁶ Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006; E215-20.

³⁷ Kim K-H, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent* 2002;87:642-9.

³⁸ Davidenko N, Garcia R, Sastre R. Composites dentales: efecto de la interfase y de otros factores sobre su durabilidad. *Rev plásticos modernos* 2001; 81: 525-72

³⁹ Veranes Pantoja, Autran-Mateu, Alvarez-Brito, Gil- Mur. Determinación de la profundidad de curado y propiedades mecánicas de composites dentales fotopolimerizables experimentales. *RCOE*, 2005 vol. 10 151-170

La resina con base de TMPTMA nos da una medida mayor a los 3 mm, lo que pudiera indicarnos un mayor potencial de formación de las cadenas poliméricas y por lo tanto un grado de conversión mayor en contraparte con la molécula de BISGMA, el cual es dado por la capacidad que tiene el trimetilopropanotrimetacrilato para lograr una ramificación de cadenas poliméricas en relación con la liberación de los subproductos, el cual proporciona un grado de conversión cercano al 100% en un estudio realizado por Jeannine y Col.⁴⁰

La contracción por polimerización fue determinada por el análisis de la tensión por polimerización igual al utilizado por Alvarez y Col.⁴¹ para determinar el porcentaje de encogimiento por polimerización en resinas comerciales fotopolimerizables. El análisis realizado sobre la resina experimental con base de TMPTMA nos da como un resultado de 4.43% el cual va a ser mayor que el porcentaje de contracción de la resina experimental con base de BISGMA-TEGDMA el cual es de 3.2%.

Alvarez³⁹ indica que el encogimiento por polimerización de las resinas compuestas está directamente relacionado por la cantidad de relleno, la cantidad de monómero, el tipo de monómero y el grado de conversión; en

nuestro estudio se determino que quien mayor influencia tuvo en el desempeño de estas dos resinas experimentales fueron los monómeros.

Atai determino que el agua absorbida puede funcionar como un plastificante y así reducir su dureza⁴², lo cual no es determinante para los materiales estudiados ya que son estables cuando son sometidos a inmersión.

Directamente proporcional a la absorción de agua por parte del material, la solubilidad fue medida con relación a la pérdida del mismo por parte de los especímenes estudiados⁴⁰ la cual nos indica que el la resina con base de TMPTMA es de $0.0030 \mu\text{g} / \text{ml}^3$ en una inmersión con agua desmineralizada, y de

⁴⁰ Jeannine E. Elliott and Christopher N. Bowman. Monomer Functionality and Polymer Network Formation; *Macromolecules* 2001, E 34, 4642-4649.

⁴¹ Alvarez-Gayosso C, Barceló-Santana F, Guerrero-Ibarra J, Sáez-Espínola G, Canseco-Martinez M. Calculation of contraction rates due to shrinkage in light-cured composites; *Academy of Dental Materials*, 2003 E.230-233.

⁴² M. Atai*, M. Nekoomanesh, S.A. Hashemi, S. Amani, Physical and mechanical properties of an experimental dental composite based on a new monomer; *Dental Materials* (2004) 20, 663–668

0.0055 $\mu\text{g} / \text{ml}^3$ en una inmersión con agua bidestilada. La cual es menor en comparación con la resina con base en BisGMA-TEGDMA es de 0.0116 $\mu\text{g} / \text{ml}^3$. A pesar de que los monómeros en el proceso de polimerización sufren reacciones de entrecruzamiento que disminuyen la difusión de agua a través de la estructura de la red, la estructura química de los materiales sigue siendo el factor determinante en la sorción. Monómeros con la absorción de agua superior dan compuestos con absorción de agua mayor. Por lo tanto mayor índice de solubilidad, lo que se traduce en mayor pérdida de material y por lo tanto un debilitamiento de la estructura.⁴⁰

XVII.- Conclusiones.

El uso de polímeros por el cirujano dentista se ha convertido en un punto fundamental para el avance de las distintas formas de rehabilitación oral. Cada día se conocen más las características individuales y las propiedades ideales necesarias para la obtención de materiales que cumplan con éxito las funciones a las que serán sometidos al ser utilizados dentro del sistema estomatognático.

La búsqueda de alternativas que nos brinden un mejor desempeño en la práctica clínica diaria, debe de ser evaluada de forma tal que el control de la calidad del material nos garantice que su correcta manipulación nos proporcione un mayor rango de éxito, evitando así los fracasos comunes atribuidos al poco conocimiento que se tiene sobre las características del material utilizado así como las condiciones en las que este debe ser manipulado de acuerdo a su composición.

El uso de trimetilolpropanotrimetacrilato (TMPTMA), como base de resinas compuestas muestra un comportamiento similar a la molécula base comúnmente utilizada para este fin como lo es el bisfenol glicidín metacrilato (BisGMA). Aunque los valores en conjunto de sus características físicas, demuestra que la molécula no es viable para su uso inmediato en la práctica clínica.

Es necesario un posterior análisis de la composición de la resina experimental a base de trimetilolpropanotrimetacrilato, para obtener un conocimiento profundo acerca de las causas por las cuales se obtuvieron las características físicas propias del polímero, y así considerar si puede realizarse algún cambio estructural en su composición que nos brinde un desempeño ideal para ser considerado una alternativa viable de las resinas compuestas con base en BisGMA.

XVIII.- Bibliografía.

- International Standards, Organization ISO 4049. Dentistry—Polymer-based filling, restorative and luting materials; 1988
- Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006;11:E215-20.
- Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc* 1963;66:57–64.
- Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci* 2002;110:471–9.
- Bayne S. Dental biomaterials: where are we and where are we going? *Journal of Dental Education* (2005); 571-585
- Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* 2002;23(8):1819–29.
- Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997;105 (2):97–116.
- Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res* 1986;20(1):121–31.
- Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of selected components on crosslink density in polymer structures. *Eur J Oral Sci* 2001; 109(4):282–5
- Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater* 1998;14(1):51–6.
- Mariotti A, Soderholm KJ, Johnson S. The in vivo effects of bisGMA on murine uterine weight, nucleic acids and collagen. *Eur J Oral Sci* 1998;106(6):1022–7.

- Darmani H, Al Hiyasat AS. The resin monomer triethylene glycol dimethacrylate exhibits reproductive toxicity in male mice. *Reprod Fertil Dev* 2005;17(4):401–6.].
- Schafer TE, Lapp CA, Hanes CM, Lewis JB, Wataha JC, Schuster GS. Estrogenicity of bisphenol A and bisphenol A dimethacrylate in vitro. *J Biomed Mater Res* 1999;45(3):192–7
- Al Hiyasat AS, Darmani H, Elbetieha AM. Effects of bisphenol A on adult male mouse fertility. *Eur J Oral Sci* 2002;110(2):163–7.].
- Lewis JB, Rueggeberg FA, Lapp CA, Ergle JW, Schuster GS. Identification and characterization of estrogen-like components in commercial resin-based dental restorative materials. *Clin Oral Invest* 1999;3(3):107–13.
- Soderholm KJ, Mariotti A. BIS-GMA—based resins in dentistry: are they safe *J Am Dent Assoc* 1999;130(2):201–9.
- Minhye Ha, Kangseok Lee, Soonja Choe.: Crosslinkable functional moiety for the formation of highly crosslinked stable microspheres in the precipitation polymerization. *Polymer* 49 (2008) 4592–4601.
- Odian G. Principles of polymerization. New York: Willey Interscience; 2004.
- Kalliyana K, Yamuna V. Effect of initiator concentration, exposure time and particle size of the filler upon the mechanical properties of a light-curing radiopaque dental composite. *J Oral Rehab* 1998; 25(10):747–51.
- Sun GJ, Chae KH. Properties of 2,3-butanedione and 1-phenyl-1,2-propanedione as new photosensitizers for visible light cured dental resin composites. *Polymer* 000;41(16):6205–12.
- Anusavice K. *Phillips Ciencia de los Materiales Dentales*. Undécima edición. Elsevier, Madrid, (2004).
- Lutz F, Phillips R. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent*. (1983) 50(4):480-8.

- Lang, B. Jaarda, M. Wang, R. Filler particle size and composite resin classification systems. *J Oral Rehabil.* (1992); 19: 569-584.
- Messersmith M, Devine S. Effects of tooth surface preparation on the shear bond strength of resin modified glass ionomer cements *Journal Clinic of Orthodontics.* 1997; 31(8): 503- 509.
- Alvarez-Gayosso C, Barceló-Santana F, Guerrero-Ibarra J, Sáez-Espínola G, Canseco-Martinez M. Calculation of contraction rates due to shrinkage in light-cured composites; *Academy of Dental Materials*, 2003 E.230-233.
- Giulio Marchesia, Lorenzo Breschia, Francesca Antoniolla, Roberto Di Lenarda, Jack Ferracane, Milena Cadenaro. Contraction stress of low-shrinkage composite materials assessed with different testing systems; *Academy of Dental Materials* 2010 E. 947-953.
- Sival A. Rodrigues Junior, Jack L. Ferracane, A´lvvaro Della Bona. Flexural strength and Weibull analysis of a microhybrid and a nanofill composite evaluated by 3- and 4-point bending tests; *Academy of Dental Materials* 2007. E 426-431.
- Mary P. Walker, Reem Haj-Ali, Yong Wang, Deana Hunziker, Karen B. Williams. Influence of environmental conditions on dental composite flexural properties; *Academy of Dental Materials* 2005. E 1002-1007.
- Jeannine E. Elliott and Christopher N. Bowman. Monomer Functionality and Polymer Network Formation; *Macromolecules* 2001, E 34, 4642-4649.
- M. Atai*, M. Nekoomanesh, S.A. Hashemi, S. Amani, Physical and mechanical properties of an experimental dental composite based on a new monomer; *Dental Materials* (2004) 20, 663–668
- Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006; E215-20.
- Kozo Matsumoto, Bandana Talukdar, Takeshi Endo; Synthesis and properties of methacrylate-based ionic networked polymers containing ionic liquids: comparison of ionic and nonionic networked polymers.

- Rodriguez G. Douglas R, Pereiras. Natalie A. Current Trends And Evolution On Dental Composites; journal of dentistry 2009. E 75-86.
- Abdalla, A. Davidson, C. Comparison of the marginal integrity of in vivo and in vitro class II composite restorations. Journal of Dentistry. (1993); 21(3):.158 - 162.
- Veranes Pantoja, Autran-Mateu, Alvarez-Brito, Gil- Mur. Determinación de la profundidad de curado y propiedades mecánicas de composites dentales fotopolimerizables experimentales. RCOE, 2005 vol. 10 151-17