

73



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

INFLUENCIA DE MODIFICACIONES DE VOLTAJE Y DISTANCIA PUNTA-RESINA, EN LOS NIVELES DE CONTRACCION DE UNA ORMOCERA.

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A :

CARPIO MORALES ANEL JANNETH

TUTOR: CDMO JORGE MARIO PALMA CALERO
ASESOR. DR. CARLOS ALVAREZ GAYOSSO



MEXICO, D. F.

2001.



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.

Dedico esta tesis, a mi mami Rebeca Morales Gómez por ser mi mayor ejemplo de superación y constancia, por sus sabios consejos, por ser mi fortaleza, pero sobre todo por su amistad y por su gran amor.

A mi papi Armando Carpio Tello gracias por su apoyo, por su amistad, por sus valiosos consejos y por su gran amor.

A Jehová por permitirme existir, por todos mis logros y por ser mi refugio.

Los quiero mucho.

Su hija Ane.

A Oscar Chion por todo el gran amor incondicional que me ha dado, por su confianza y comprensión, por su apoyo, por sus sonrisas y tiempo compartidos, por lo maravilloso que ha sido y por todo el amor que me ha hecho sentir. Te amo.

Ane.

Agradezco a Mario Palma Calero por su apoyo en la realización de éste proyecto de investigación, por compartir conmigo sus conocimientos, pero en especial por su tiempo, dedicación y por su valiosa amistad.

A Carlos Álvarez Gayosso por sus conocimientos y especial colaboración en la realización de ésta investigación.

A Federico Barceló por su gran ayuda, así como al Laboratorio de Investigación en Materiales Dentales de la División de estudios de Posgrado de la Facultad de Odontología de la UNAM.

A la Universidad Nacional Autónoma de México y a la Facultad de Odontología por darme muchas satisfacciones.

A María de Jesús Gómez por su paciencia,
amor y cuidados.

A todos mis tias, tios, primos y primas por permitirme
aprender de ellos, por compartir conmigo sus experiencias,
por sus valiosos consejos, por su confianza y enorme
cariño.

Amanda Morales, Rosario y Nayely

Bernarda Morales, Eduardo Farrera, Tanya y Wendy

Eduardo Carpio

Elizabeth Morales, William, Alexander y Dennis

Erick Morales

Julia Morales, Gustavo Ramírez, Erika y Karina

Matilde Morales, Rodolfo Ruiz y Hamzier

Orlando Morales, Elena Beltrán, Jesús, Orlando, Cendy y Hilary

Sofía Morales, Jaime Lara, Luis Miguel, Francisco y Laury

A mis amigas Alejandra, Ariadna, Brenda, Liliana y Mayeli por ser parte de mi vida, por su amistad sincera y por todos los grandes momentos compartidos.

Con cariño

Anel Carpio Morales

INDICE

Páginas

<u>Resumen</u>	IV
<u>Introducción</u>	1
<u>Capítulo 1</u>	
Antecedentes	3
<u>Capítulo 2</u>	
Resinas	5
2.1. Resinas vinílicas, acrílicas y epóxicas	5
2.2. Resinas compuestas	11
<u>Capítulo 3</u>	
Cerómeros	24
<u>Capítulo 4</u>	
Ormocerías	28
<u>Capítulo 5</u>	
Contracción por polimerización	39
5.1. Polimerización	40
5.2. Contracción	50
5.3. Grado de conversión	53
5.4. Punto Gel	55
5.5. Medición de la contracción	57

INDICE

Páginas

Capítulo 6

Diseño experimental	61
6.1. Planteamiento del problema	61
6.2. Justificación del estudio	62
6.3. Hipótesis	62
6.4. Objetivos	63
6.4.1. General	63
6.4.2. Específicos	63
6.5. Tipo de estudio	64
6.6. Definición de variables	64
6.6.1. Variables independientes	64
6.6.2. Variable dependiente	64
6.7. Material y equipo	65
6.8. Metodología	67

Capítulo 7

Resultados	80
------------------	----

<u>Discusión</u>	92
------------------------	----

<u>Conclusiones</u>	96
---------------------------	----

<u>Referencias</u>	98
--------------------------	----

RESUMEN

Se evaluaron las magnitudes de contracción de un material polimérico reforzado, modificando el voltaje alimentador de la lámpara, y modificando también la distancia entre la punta de la lámpara y la superficie de la resina.

Las variables aplicadas al procedimiento son representativas de la realidad clínica, y los resultados obtenidos demuestran que se provocan variaciones en la conducta del material restaurador, y que éstas, podrían tener consecuencias clínicas desfavorables.

Si la resina recibe luz con mucha energía, polimerizará mejor pero éste hecho, al tiempo que mejora el comportamiento mecánico, aumenta los niveles de contracción. Lo contrario en los dos aspectos, sucederá si disminuye la energía lumínica (disminución de voltaje o aumento de la distancia).

INTRODUCCIÓN

La odontología estética ha adquirido gran auge en los últimos años, por lo que las restauraciones estéticas directas de uso universal (cavidades de Clase I a Clase V), son de gran demanda en la práctica dental contemporánea.

Para lograr restauraciones estéticas, se ha recurrido al uso de materiales poliméricos y, a pesar de los problemas que presentan, su uso se ha ido ampliando. Una de sus principales desventajas, es la contracción que sufren ante la polimerización.

Los materiales poliméricos están sujetos a grandes cargas y a deformaciones que son inducidas por el contacto con el diente antagonista, en adición a la contracción por polimerización y formación de espacios (gaps) marginales, lo cual representa una significativa influencia negativa sobre la adhesión a la estructura del diente. Debido a esto, en la rutina clínica, sensibilidad ante estímulos térmicos, decoloración y caries secundaria en el margen de las restauraciones, ocurren frecuentemente.

Gracias a la tecnología, las resinas compuestas híbridas han desarrollado mejores características; sin embargo, la contracción y microfiltración que sufren siguen siendo un problema, debido a su matriz de resina que se basa en la molécula de Bis-GMA desarrollada por Bowen en 1962^{1,4,40}.

Como solución a estos problemas surge la Ormocera en 1991. Esta tiene una matriz compuesta por una red de polisiloxanos preformada, razón por la cual presenta menor contracción, según sus creadores en el Instituto Fraunhofer für Silicatforschung en Alemania²⁵.

Este trabajo propone valorar la influencia que, sobre la magnitud de contracción de polimerización, tienen las variaciones de voltaje y de distancia entre la punta emisora de luz y la superficie de la ormocera.

Capítulo 1

1. ANTECEDENTES

Por varias décadas, la odontología restauradora estuvo limitada a materiales de obturación tal como las amalgamas para restauraciones en dientes posteriores y, para los dientes anteriores, los silicatos. Por motivo de estética, se inicia la búsqueda de materiales de restauración que fueran adhesivos, que igualaran en forma permanente el color del diente a restaurar, que fueran biocompatibles con los tejidos del diente y con los tejidos blandos, de fácil manejo, y que conservaran de manera permanente, la forma y función del diente². Actualmente estos requisitos no han sido satisfechos totalmente por material alguno, sin embargo, el profesionista debe utilizar aquellos materiales que más se aproximen a los requerimientos necesarios. Los silicatos tenían cualidades estéticas inmediatas, que eran adecuadas, pero tenían el inconveniente de tener alta solubilidad en la boca lo que producía su degradación; además, debido a su falta de adhesión y fragilidad en espesores reducidos, era necesario tallar grandes cavidades retentivas lo que implicaba la pérdida de tejido dentario sano¹.

Los primeros sustitutos del cemento de silicato, fueron las resinas metacrílicas, curadas por medios químicos que se expendían en una combinación de polvo y líquido². Estas resultaban inmediatamente estéticas, pero presentaban numerosos defectos: elevado coeficiente de expansión térmica, poca resistencia, falta de adhesión a los tejidos dentales, alta filtración marginal, inestabilidad cromática y excesiva contracción por la polimerización.

Lo anterior llevó a los investigadores a la búsqueda de materiales dentales capaces de mantener una estabilidad aceptable. Estas investigaciones se iniciaron hace más de treinta años y todavía continúan, ofreciendo progresos que dan como consecuencia la aparición de materiales poliméricos que ofrecen grandes beneficios.

Capítulo 2

2. RESINAS

Para que una resina sintética sea útil en odontología, debe poseer cualidades excepcionales en lo que respecta a su estabilidad química y dimensional, debe ser resistente, no frágil y de fácil preparación⁴.

2.1. RESINAS VINÍLICAS, ACRÍLICAS Y EPÓXICAS

Las resinas de interés odontológico, son:

Resinas vinílicas.

Como la mayoría de las resinas polimerizables, las vinílicas derivan del etileno. El etileno ($\text{CH}_2=\text{CH}_2$), es la molécula más simple capaz de polimerizarse, y por ello una gran cantidad de resinas comerciales son derivadas de este monómero. Dos de los derivados del etileno de especial interés son el cloruro de vinilo y el acetato de vinilo.

Resinas acrílicas.

Las resinas acrílicas son derivadas del etileno y contienen un grupo vinilo en su fórmula estructural. Hay por lo menos dos series de resinas acrílicas de interés odontológico. Una serie deriva del ácido acrílico $\text{CH}_2=\text{CHCOOH}$, y la otra del ácido metacrílico $\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)\text{COOH}$. Estos dos compuestos polimerizan por adición. Los poliácidos son duros, transparentes, y su polaridad, emparentada con el grupo carboxilo, permite que embeban agua. El agua tiende a separar las cadenas y favorece el ablandamiento y pérdida de resistencia generales.

Las resinas sintéticas fueron introducidas a finales de los años cuarenta y principios de la década de 1950, y parcialmente reunieron los requisitos de materiales estéticos y durables para dientes anteriores. Ciertas características de las resinas sintéticas, como la estética y la insolubilidad a los fluidos bucales, las hicieron superiores al cemento de silicato, pero por su alta contracción de polimerizado y alto coeficiente de expansión térmica tienen defectos clínicos y fallas mecánicas prematuras.

Para resolver las deficiencias causadas por la alta contracción de polimerizado y elevado coeficiente de expansión térmica, se agregaron partículas inertes como relleno para reducir el porcentaje de la resina. Los primeros intentos para elaborar un material compuesto no tuvieron éxito porque las partículas de relleno no tenían enlace químico con la resina matriz. Estos defectos mancharon los dientes con los fluidos de filtración y la apariencia superficial de las restauraciones no fue aceptable. La mala retención del relleno también contribuyó a que se perdiera éste y tuviera menor resistencia la resina.

Resinas epóxicas.

Otra familia de resinas de interés reciente para la odontología es la epóxica. Estas resinas moldeables por calor pueden ser curadas a temperatura ambiente y poseen características únicas en lo que se refiere a la adhesión a diversos metales, madera y vidrio, y a la estabilidad química. La molécula de la resina epóxica se caracteriza por los grupos reactivos epoxi u oxirano: que sirven como puntos terminales de polimerización (Figura 2.1.).

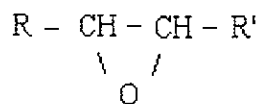


Figura 2.1. Grupo epóxico u oxirano de las resinas epóxicas.

En este grupo, el anillo se halla en estado inestable y es propenso a abrirse y a combinarse con compuestos que tienen un hidrógeno disponible. La cadena cruzada se establece con facilidad. La molécula de epoxi típica está representada por el éter diglicerílico de bisfenol-A, conocida como DGEBA, que se puede observar en la Figura 2.2.

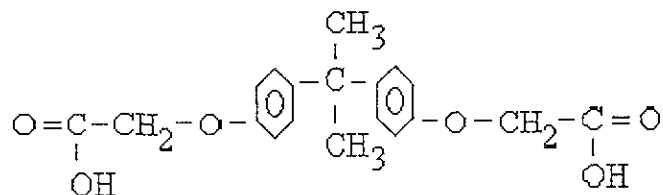


Figura 2.2. Representación de DGEBA o éter diglicerílico de bisfenol-A

Una resina basada en un material epóxico se usa como material de restauración dental. Esta resina es en realidad un producto de la reacción del ácido metacrílico con el éter diglicerílico de bisfenol-A, pero los grupos reactivos funcionales de la molécula son acrílicos.

El mejoramiento de las propiedades de la matriz y el enlace del relleno a la matriz produjeron un material de restauración que fue muy superior a las resinas acrílicas sin relleno. Desde principios de los años setentas, los compuestos casi han reemplazado a los acrílicos sin relleno para restauración de los dientes, así como para otras aplicaciones odontológicas, como selladores de depresiones y fisuras, agentes de enlace de dentina, cementos para fijar restauraciones y carillas.

2.2. RESINAS COMPUESTAS

El término *material compuesto* puede definirse como una mezcla de dos o más materiales diferentes, y que tiene propiedades superiores o intermedias a las de los constituyentes individuales. Ejemplos de materiales compuestos naturales son el esmalte y la dentina de los dientes. El esmalte está representado por una matriz inorgánica y la dentina por una matriz orgánica. En ambos materiales (esmalte y dentina), la partícula de relleno consiste en cristales de hidroxiapatita. La diferencia en las propiedades de cada uno de estos tejidos se asocia, en parte, a las diferencias en la proporción matriz:relleno (hidroxiapatita que contienen)⁴.

El desarrollo de los materiales compuestos para restauración dental, inició a finales de 1950 y principios de 1960, cuando Bowen empezó los experimentos para reforzar las resinas epóxicas con partículas de relleno. Las deficiencias de las resinas epóxicas, como baja velocidad de curado y tendencia a decolorarse, estimularon su trabajo al combinar las ventajas de las resinas epóxicas y los acrilatos.

El trabajo de Bowen finalizó con el desarrollo de la molécula de Bis-GMA. Con este logro, los materiales compuestos rápidamente reemplazaron a los cementos de silicato y a las resinas acrílicas para restauraciones estéticas de dientes anteriores.

Sin embargo, durante 30 años no hubieron grandes cambios en los sistemas de monómeros desde la introducción de dimetacrilatos, en forma de Bis-GMA, por Bowen en 1962⁴⁰.

Una resina compuesta es un material, que en su estructura, tiene los siguientes componentes:

- **Matriz orgánica** (resina)^{1,4} que representa del 30 al 50 % del volumen total del material. La mayor parte de los materiales compuestos usan como matriz orgánica, monómeros que son diacrilatos aromáticos o alifáticos. Bis-GMA, Dimetacrilato de uretano (UDMA) (Figura 2.4) y Trietilenglicol-dimetacrilato (TEGDMA) (Figura 2.5).

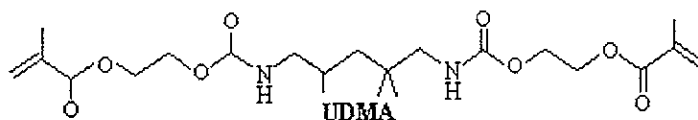


Figura 2.4. Dimetacrilato de uretano, UDMA.

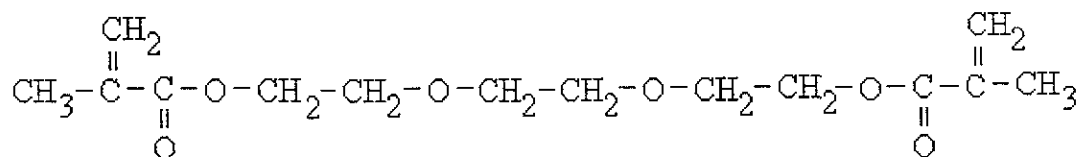


Figura 2.5. TEGDMA o trietilenglicol-dimetacrilato.

La matriz más frecuente es el Bis-GMA o monómero de Bowen. El Bis-GMA se obtiene a partir de 3 moléculas base: bisfenol A, alcohol glicídico y ácido metacrílico¹.

Uno de los métodos más comunes, que se emplea para obtener la molécula, es prepararla en dos pasos:

1. Alcohol glicídico + ácido metacrílico = metacrilato de glicidilo (policondensación). Figura. 2.6

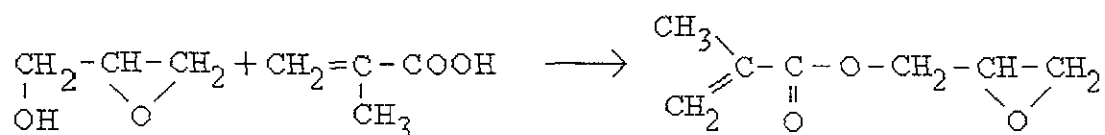


Figura 2.6. Primer paso para obtener la molécula de Bis-GMA.

2. Metacrilato de glicidilo + bisfenol A = Bis-GMA (poliadición). Figura. 2.7

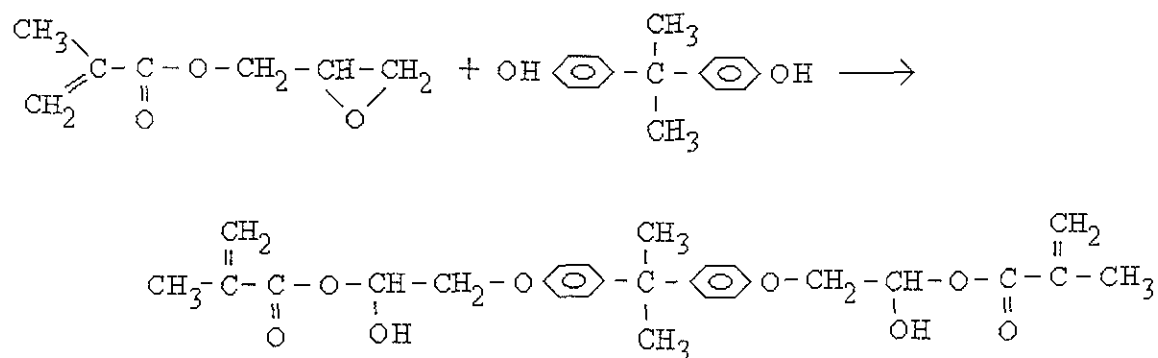


Figura 2.6. Segundo paso para obtener la molécula de Bis-GMA.

Esta molécula tiene en el extremo de la cadena, dobles enlaces que permitirán la polimerización de las moléculas Bis-GMA entre ellas.

Algunas características importantes de las moléculas de Bis-GMA¹, son:

- La presencia de los dos ciclos aromáticos le confiere rigidez a esta molécula.
- La presencia de dos grupos hidroxilo permite la formación de puentes hidrógeno que producirán gran viscosidad.
- Solo tiene dos grupos metacrílicos en los extremos de la cadena, por lo tanto, las posibilidades de reticulación son bajas y la contracción por polimerización también será baja.
- Algunas matrices están compuestas por una asociación de Bis-GMA y un monómero que contiene uno o más grupos uretano pero la estructura final siempre es la de un dimetacrilato de uretano.

Según la presencia de grupos cíclicos, de dobles enlaces, de grupos hidroxilo, amina o éter, o dependiendo de la longitud de las cadenas carbonadas, es posible modificar las propiedades de los siguientes parámetros: rigidez, viscosidad, hidrofobia, reticulación, adherencia y contracción de polimerización. A partir de la molécula de Bis-GMA, se han ido haciendo progresos, encaminados a controlar estos parámetros¹.

- **Fase dispersa: relleno**¹. Las partículas inorgánicas de relleno, representan del 30 al 70% del volumen o del 50 al 85% del peso del compuesto. La incorporación de las partículas de relleno dentro de la matriz mejora significativamente sus propiedades si las partículas de relleno se unen a ella. De otra manera, las partículas de relleno pueden debilitar al material. Debido a la importancia de las partículas de relleno bien enlazadas, es obvio, que el uso de un agente de unión sea extremadamente importante en el comportamiento de un compuesto.

Para asegurar una estética aceptable, en una restauración con resinas compuestas, la translucidez del relleno debe ser similar a la de la estructura del diente. Para que la translucidez sea aceptable, el índice de refracción del relleno debe estar cercano al de la resina. Para el Bis-GMA el índice de refracción es de 1.55 y para el TEGDMA el índice es de 1.46. La mezcla de los dos compuestos en proporciones iguales en peso, da un índice de refracción cercano a 1.5. Algunos materiales, que se han utilizado para crear partículas de relleno, son el cuarzo, el vidrio, el sílice, el estroncio (Sr), el circonio (Zr), y el bario (Ba).

Las partículas de cuarzo, en tamaños que oscilan entre 0.1 y 100 μm ., son producidas comúnmente por pulido o trituración. El cuarzo se ha usado como material de relleno, particularmente en la primera generación de las resinas compuestas. Tiene la ventaja de ser químicamente inerte y de tener un índice de refracción aproximado a 1.5, que es adecuado para lograr suficiente translucidez. Pero tiene la desventaja de ser demasiado duro, lo que dificulta su trituración para lograr partículas finas. Por lo tanto, los compuestos que contienen cuarzo, son difíciles de pulir, y pueden causar mayor abrasión en los dientes o restauraciones antagonistas.

Para los compuestos de microrelleno, el sílice es el único material que se ha utilizado como relleno inorgánico. Sus partículas, son referidas como de microrelleno, ya que presentan un tamaño de 0.04 μm aproximadamente. Y se obtienen por el proceso de precipitación. Los cristales de bario, estroncio y circonio, son los que proporcionan mayor estética y radiopacidad. Pero el más usado como relleno de cristal es el bario. Aunque estos rellenos aportan radiopacidad, no son tan inertes como el cuarzo en medio acuoso.

Las diferencias de composición en el medio de almacenamiento (agua o saliva) afectan la alcalinidad de estos cristales, haciendo difícil la predicción de los efectos clínicos por la exposición a la saliva. Además del grado de volumen, el tamaño y la distribución del relleno, la radiopacidad y el endurecimiento, también son factores importantes para determinar las propiedades y la aplicación clínica de las resinas resultantes.

Las resinas compuestas, se clasifican en función del tamaño de la partícula de relleno, en:

Composites de macrorrelleno.

También llamados tradicionales o convencionales^{1,3,4}. El relleno más común de estos materiales es el cuarzo. El tamaño promedio del material de relleno es de 8 a 12 μ m, también puede haber partículas mayores de 50 μ m. Tienen poca resistencia a la abrasión, mala capacidad de pulido, gran porosidad y alteraciones cromáticas.

Composites de microrrelleno.

Tienen partículas de sílice como relleno inorgánico. Las partículas individuales son aproximadamente de 0.04 a 0.07 μm de tamaño; por lo tanto, son 200 a 300 veces menores que el promedio de las partículas de cuarzo de los compuestos tradicionales. Las mejoras de estos materiales se deben al tratamiento de los rellenos. Las partículas de relleno, se atrapan en bloques de polímero que se endurecen en el laboratorio, y se trituran. Esta polimerización y recubrimiento del relleno confieren al material una buena resistencia y excelente pulido, ya que el relleno se protege con el polímero. Dentro de la matriz, de los composites, que puede ser un Bis-GMA, un diuretano o una combinación de ambos elementos, coexisten conglomerados organominerales y microrrelleno incorporado directamente al polímero. Las partículas de relleno prepolimerizadas se presentan en forma de granos regulares de 1 a 200 μm o de esferas de 20 a 30 μm . Poseen gran cantidad de resina, por lo que presentan excelente translucidez, son bastante estéticas y fáciles de pulir. Es material de elección para restauraciones visibles sin implicación de fuerzas masticatorias^{1,3,4}.

Composites híbridos simples.

Presentan partículas de relleno mineral recubierto por una microesfera de resina de 5 a 40 μm y partículas de relleno mineral libre de 0.01 a 0.03 μm . Es decir, contienen macro y microrrelleno combinados, los últimos rellenan los espacios que en los composites anteriores lo hace la resina, alcanzando así una elevada densidad de carga, por lo que se comenzaron a usar en restauraciones posteriores^{1,3,4}.

Composites híbridos complejos.

Contienen un relleno muy diversificado: micropartículas conglomeradas, microrelleno y partículas prepolimerizadas en esferas. Específicamente contienen resina (dimetacrilato), microesferas que son recubiertas por el relleno mineral (SiO_2), partículas de relleno mineral libres (SiO_2), y cerámica^{1,3,4}.

- **Agentes de acoplamiento.** Son agentes adhesivos (silanos) que permiten la unión entre las dos fases del compuesto: matriz de resina ↔ relleno inorgánico^{1,4}.

La importancia del acoplamiento adecuado por medio de los silanos orgánicos, entre las partículas de relleno y la matriz de resina, es extremadamente importante para el funcionamiento clínico de los compuestos a base de resina. Este enlace es proporcionado por el agente de acoplamiento y permite que la matriz del polímero flexible transfiera las tensiones a las partículas de relleno rígidas.

Un agente de acoplamiento aplicado en forma adecuada puede mejorar las propiedades físicas y mecánicas, así como proporcionar estabilidad hídrica, para prevenir la penetración de agua a través de la interfase relleno-resina.

- **Iniciadores, inhibidores y modificadores ópticos**

Iniciadores. La polimerización puede iniciarse por activación química o por activación energética (calor o luz), gracias a la presencia de radicales libres^{1,4}, como el N,N-dimetil p-toluidina.

Inhibidores. Para minimizar o evitar la polimerización espontánea de los monómeros se agregan inhibidores a los sistemas de resinas. Un inhibidor típico es la hidroxiquinona^{1,4}.

Modificadores ópticos. Para lograr la apariencia del diente, los compuestos dentales deben tener la coloración visual (matizado) y translucidez que pueda simular la estructura del diente. El matizado se logra por la adición de diferentes pigmentos. Estos pigmentos a menudo consisten en óxidos metálicos diferentes que se agregan en cantidades pequeñas. Además de otros aditivos que proporcionan estabilidad de color (absorbentes de radiación ultravioleta UV)^{1,4}.

- **Requisitos de los composites.** Los composites, también deben cumplir con ciertos requisitos, para que sean consideradas como buen material de restauración dental^{1,4}.

Consideraciones biológicas. Las resinas deben ser insípidas, inodoras, no tóxicas ni irritantes a los tejidos, insolubles en saliva o en cualquier otro fluido que se encuentre en la boca, impermeables a los fluidos bucales, y con buena adhesión a la estructura dental.

Propiedades físicas. Las propiedades de los composites o resinas están determinadas por la naturaleza de sus componentes. Las resinas deben presentar adecuada resiliencia para resistir las fuerzas de masticación, y de impacto. Deben ser estables dimensionalmente bajo todas las condiciones de servicio, incluyendo los cambios térmicos y la variación de carga.

Propiedades estéticas. El material debe mostrar suficiente translucidez, para conferir apariencia natural, no debe tener cambios de color ni apariencia posteriores a su colocación.

Características de manejo. Estos materiales no deben producir residuos tóxicos o sustancias durante su manejo y manipulación. Deben ser de fácil mezclado, inserción, modelado y polimerizado.

Capítulo 3

3. CERÓMEROS

El avance en el desarrollo de composites ha llevado a la fabricación de productos de avanzada tecnología, con características de alta resistencia y estética, denominados cerómeros o POLÍMEROS OPTIMIZADOS CON CERÁMICAS⁶, (**CEROMERS CERAmic Optimized polyMERS**).

Los cerómeros son materiales polímeros optimizados con cerámicas, que están reforzados con partículas de fibra de vidrio, de entre 5 μm y 14 μm , (**Fiber Reinforced Composites FRC**)¹³. Las uniones químicas, entre la matriz del polímero y las partículas de fibra, proporcionan un efecto sinérgico en todo el sustrato. La adición de éstas fibras, proporciona mayor resistencia y longevidad a las restauraciones de cerómero, en comparación con las restauraciones de resina^{6,8,9}.

Los cerómeros reforzados con fibras (FRC) tienen varias capas de fibra de vidrio unidas⁸. Su relleno inorgánico, se compone de: sílice, bario y óxido mixto silanizados; abarca 80% de su peso y 68% de su volumen(6). La matriz de resina, asegura la unión, entre los diferentes componentes previamente silanizados¹⁴. Además contiene catalizadores, estabilizadores y pigmentos.

Subcategorías de los cerómeros, incluyen los tipos: fluido y empacable. Sus diferencias son creadas principalmente, por la variación en la proporción de Bis-GMA y TEGDMA, que al igual que el UDMA proporcionan una baja viscosidad; y por los tipos de partículas de relleno¹¹.

Los requisitos principales, en restauraciones ideales, incluyen: salud pulpar, biocompatibilidad, estabilidad oclusal, restitución anatómica, adaptación marginal e integridad interproximal⁷. Debido a que los cerómeros respetan estos requisitos, y a que pueden ser utilizados para restauraciones tanto de dientes anteriores como de posteriores, lo que se conoce como material de aplicación universal, están diseñadas para reemplazar a las amalgamas, proporcionando al paciente, restauraciones libres de metal.

Su manejo puede ser en forma directa o indirecta, está indicado para: obturaciones de anteriores (Clase III, IV); obturaciones clase V (Caries cervicales, erosiones, defectos cuneiformes); obturaciones posteriores (Clase I y II); blindaje de anteriores decolorados (carillas); tratamientos extra orales de inlays/onlays; coronas totales en dientes anteriores y posteriores; y prótesis fija de hasta tres unidades, en brechas no mayores a los 2cm¹⁰. Esta contraindicado, en caso de alergia conocida a cualquiera de sus componentes.

Entre sus ventajas destaca: su alto módulo de elasticidad similar al de la dentina; su resistencia a las fuerzas de masticación y a la compresión; su alta resistencia a la abrasión, comparable con la del esmalte; su actividad cariostática; su baja difusión térmica, así como una baja conductividad eléctrica; su biocompatibilidad, además de ser inerte químicamente; su radiopacidad; su capacidad de reparación y su alta estética; la composición del relleno, la forma y el tamaño de sus partículas contribuyen a sus propiedades ópticas, a su excelente pulido y a su textura superficial^{6,15,35}. Ofrece versatilidad en respuesta al incremento de las demandas clínicas para producir restauraciones más naturales y con capacidad de reparación¹⁰.

Las desventajas de este material son: su contracción de polimerización (los composites fluidos muestran mayor contracción que los condensables)¹² y la dificultad al manipularlo.

Los que podemos encontrar en el mercado son el Tetric ceram (Ivoclar, Vivadent), Tetric flow (Ivoclar, Vivadent), Targis (Ivoclar, Vivadent), Artglass (Kulzer), belleGlass HP (Kerr), el Conquest (Jeneric – Pentron) y el Columbus (Cendrex et Metaux)^{6,35}.

Capítulo 4

4. ORMOCERAS

Como ya se mencionó, la odontología restauradora estuvo limitada al uso de amalgamas, a pesar de su alto contenido de mercurio, eran comúnmente usadas para restaurar el daño en los tejidos dentales (esmalte, dentina), localizados en el área de masticación en los dientes posteriores.

Actualmente, las amalgamas están perdiendo su importancia como material de restauración dental, debido a la preocupación del profesional por la salud de los pacientes con relación a los problemas tóxicos del mercurio; a la corrosión que presentan las amalgamas; a su apariencia antiestética; y a los efectos potencialmente adversos, que tienen sobre el medio ambiente ^{5,22,24}.

Una fácil aplicación y exclusión de los riesgos toxicológicos, son requisitos importantes que deben cumplir los composites, los cuales son producto de la avanzada tecnología con buenas características de resistencia y estética.

Sin embargo, hasta ahora los principales problemas, cuando se usan composites para obturaciones en el área posterior, son su tendencia para formar gaps marginales a causa de la contracción que sufren ante la polimerización, además de una solidez insuficiente, lo que permite microfiltración, sensibilidad postoperatoria, invasión de microorganismos y caries secundaria. En adición a la contracción por polimerización, el contacto con el antagonista ejerce una presión negativa sobre el material de obturación, la cual tiene una influencia negativa significativa sobre la adhesión al tejido dental²³.

Con el propósito de resolver los problemas mencionados, se han desarrollado nuevos materiales de restauración. Desde 1991 el Instituto Fraunhofer für Silicatforschung en Alemania ha estado involucrado en la investigación de diversos materiales, en especial en el desarrollo de la **ORMOCERA** o **CERámica ORgánicamente MOdificada**²⁵. El conocimiento de la relación entre fórmula, estructura y propiedades, es importante para el desarrollo eficiente de materiales para aplicaciones especiales²⁶.

Además de los materiales clásicos como los polímeros orgánicos, ionómeros y materiales cerámicos, la clase de copolímeros tipo inorgánico-orgánico ORMOCER®s se han convertido en una interesante alternativa, especialmente cuando requerimientos muy complejos tienen que ser satisfechos. Este nuevo tipo de copolímero parece tener un significado potencial para aplicaciones médicas, microelectrónicas, ópticas, oftalmológicas (lentes con resistencia a la abrasión y lentes de contacto), y especialmente como material de restauraciones dentales, para reemplazar el uso controversial de restauraciones tradicionales con amalgamas y composites^{25,27}.

En 1998, el primer material para restauración dental, basado en la tecnología del Ormocer® (Definite, Degussa AG, Hanau, Germany), fue puesto al mercado⁵.

El Ormocer es un sistema de obturación altamente estético, de fácil manejo, empacable, de mínima abrasión y de baja contracción, lo que produce un permanente margen hermético.

Las indicaciones del Ormocer, son las siguientes:

- Material de restauración directa universal.
- Tratamiento para mejorar la estética (diastemas, hipoplasia del esmalte, erosiones, etc.).
- Reparación de veneers (carillas) de cerámica o composite.

El **ORMOCER®** (**OR**ganically **MO**dified **CER**amic, cerámica orgánicamente modificada) es un material desarrollado por el Instituto Fraunhofer en Würzburg, protegido y patentado. Es un copolimero híbrido inorgánico–orgánico, con una estructura inorgánica de siloxano (Si-O-Si) modificada de manera selectiva mediante la adición de grupos orgánicos. Tiene una enorme variación potencial con respecto a la síntesis y al proceso, así como la combinación de estructuras inorgánicas y orgánicas en el mismo material, éstas son sus características más sobresalientes^{5,23,25}.

El sistema de obturación Ormocer® se basa en las propiedades positivas de la tecnología probada de los composites, pero se diferencia de estos por su matriz, y por los elementos inorgánicos y orgánicos, que presenta.

Con relación a un perfecto margen de adaptación, en las restauraciones dentales, diversas propiedades son requeridas tales como una baja contracción durante el proceso de polimerización, alta resistencia flexural, alta resistencia al desgaste, baja hidroabsorción y protección contra la caries. Estas propiedades, han sido mejoradas en el ORMOCER®, en comparación a los cerómeros y otras resinas, lo que promete un material de restauración dental estético superior a otros.

Composición del Ormocer® dental

Matriz de Ormocera	23% en peso
Vidrio de Bario	68.1%
Sílice	5.1%
Apatita modificada	3.0%
Pigmentos e iniciadores	0.8 %

Estructura química. El Ormocer® pertenece a una familia especial de copolímeros tipo inorgánico-orgánico, basados en la multifuncionalidad de los grupos silano, uretano y metacrilato^{23,25,26,27}.

La estructura del Ormocer®(Figura 5.1) es formada mediante la síntesis de grupos silano, por medio del proceso sol-gel (reacciones de hidrólisis y policondensación), por medio de este proceso, los monómeros se convierten en un copolímero inorgánico condensado⁵.

En el curso del proceso sol-gel, la red inorgánica del siloxano (Si-O-Si) del posterior copolímero es construida. A esta red se le adicionan unidades orgánicas prepolimerizadas. Por otra parte, la matriz de la estructura orgánica, es rellenada con partículas de vidrio especial de cerámica y sílica altamente dispersa, similar al material de relleno de los composites. Después de la incorporación de partículas de relleno, el material queda completado con ambas estructuras (inorgánica-orgánica), entonces el Ormocer® puede ser manipulado por el operador como una resina híbrida⁵.

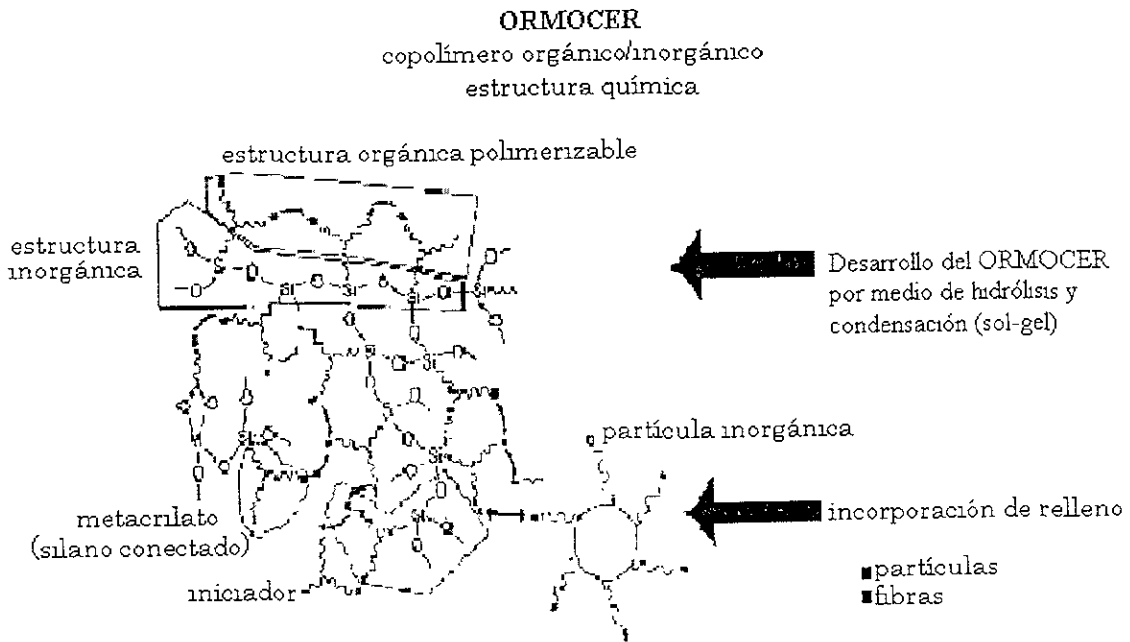


Figura. 5.1 Estructura química de la ormocera

Los grupos silanos, conectan la estructura del polímero inorgánico con la estructura del polímero orgánico. El grupo silano básico ofrece la adhesión estructural y las posibilidades para modificar las propiedades de los copolímeros. Las variaciones, en la composición de los copolímeros, están relacionados a la estructura de los silanos, al número de grupos metacrilatos y al segmento molecular (tipo, estructura y longitud)²⁶.

Dependiendo del número de grupos hidrolizables, se pueden formar cadenas lineales o estructuras tridimensionales. La combinación con otros silanos útiles amplía el espectro de nuevas modificaciones.

Los grupos silanos usados más frecuentemente para la síntesis de Ormocer®, usualmente contienen sólo una función especial (por ejemplo un grupo metacrilato) y también una sola doble unión polimerizable, los cuales resultan en una simple estructura de polímeros orgánicos lineales. Con el objetivo de superar ésta restricción, nuevos tipos de silanos multifuncionales han sido desarrollados.

Una nueva extensión para la aplicación potencial de sistemas Ormocer® se espera de la síntesis de partículas de relleno esféricas monodispersadas con superficies funcionales y su incorporación en la matriz del Ormocer®.

Propiedades físicas*. La duración de una obturación depende principalmente de las siguientes propiedades del material: resistencia a las fuerzas compresivas y transversales, resistencia a la abrasión, adhesión a esmalte y dentina, baja contracción ante la polimerización y buen comportamiento marginal. Además de estas propiedades, el manejo y la estética juegan un papel importante para la aplicación de materiales de obturación dental.

- Solidez. La buena solidez del Ormocer® es confirmada por una fuerza compresiva de 410Mpa y una resistencia transversal de 143 Mpa²³.
- Resistencia a la abrasión. Los componentes de la matriz y los materiales de relleno del Ormocer® proporcionan alta resistencia a la abrasión y gracias a esto, puede ser usado en todo tipo de cavidades^{23,27}.
- Resistencia a la flexión de 143 – 128 Mpa.
- Resistencia a la compresión de 410 – 400 Mpa.
- Alta fuerza flexural. Arriba de 160 Mpa²⁶.
- Módulo de elasticidad de 7300 Mpa.
- Contracción por polimerización. La matriz de las ormoceras presenta menor contracción durante la polimerización (1.97 - 1.88 vol. %).

*Nota: Las cifras de comportamiento, son las proporcionadas por el fabricante.

La contracción ante la polimerización es un problema mayor cuando se usan compómeros y composites. La contracción puede causar gaps marginales que favorecen la formación de caries secundaria. Por lo tanto, la reducción de la contracción ante la polimerización es el aspecto más importante en el desarrollo del Ormocer®, porque menor contracción significa niveles de tensión bajos y mejor unión al adhesivo^{23,26,27}.

- Profundidad de endurecimiento menor a 4.5 mm.
- Absorción de agua de 10.4 mg/mm³.
- Expansión térmica. Se presenta en un rango de 5 – 50 °C²⁶.
- Adhesión. El Ormocer® presenta una estable y suficientemente alta adhesión con el tejido dental; esto es decisivo para una restauración sin gaps marginales. Adhesivos especiales (de sexta generación), son usados con las ormoceras, estos enlazan el material de obturación con el esmalte y dentina, por lo que juega un papel importante en el éxito de este material²³.
- Adaptación marginal. La combinación de una baja contracción y una alta adhesión a la dentina y al esmalte, deja a las restauraciones con Ormocer® sin gaps marginales, demostrado a través de estudios hechos por el Prof. Dr. B. Haller²³.

Biocompatibilidad. Además de las propiedades físicas presenta excelente biocompatibilidad²³, confirmada por estudios clínicos anticipados, y por lo tanto la aceptación clínica. La mayoría de los pacientes no reportan sensibilidad, a los estímulos externos, después de la colocación del Ormocer®²⁸. Asimismo, posee las siguientes ventajas:

- Reducción significativa de la contracción por polimerización.
- Alta resistencia al desgaste, similar a las propiedades del diente.
- Fácil manejo para el operador.
- Condensable y de fácil modelado.
- Buena estética.
- Prevención de caries secundaria. Liberación de Iones calcio y fosfato son liberados para proteger los márgenes de la cavidad contra la caries²⁷.

Capítulo 5

5. CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN

La estabilidad dimensional de los composites dentales es esencial para la duración y función de las restauraciones⁴. La contracción de los composites ante la polimerización, así como el incremento de fuerza pueden influir de manera decisiva en la adaptación marginal y en el tiempo de vida de las restauraciones. La formación de gaps (espacios) o brechas marginales, muchas ocasiones pasan inadvertidas en el postoperatorio inmediato, pero pueden provocar fallas en la interfase diente-obturación, que aumentan los problemas relacionados con frecuentes microfracturas, microfiltración, lo que permite el ingreso de bacterias dentro de la cavidad, sensibilidad postoperatoria, sensibilidad pulpar, márgenes decolorados y caries secundaria^{6,12,16,18}. Por lo tanto, una baja contracción ante la polimerización es un importante indicador para un buen funcionamiento y tiempo de vida, de esta clase de material.

5.1. POLIMERIZACIÓN

La materia esta formada por moléculas pequeñas o moléculas gigantes. Estos últimos se llaman polímeros y se dividen en naturales y sintéticos.

Los polímeros se producen por la unión de cientos de miles de moléculas pequeñas denominadas meros o también conocidas como monómeros, que forman enormes cadenas de las formas más diversas. Algunos polímeros parecen fideos (Figura 5.1.1.), otros tienen ramificaciones(Figura 5.1.2.), algunos más se asemejan a las escaleras de mano (Figura 5.1.3.) y otras son como redes tridimensionales (Figura 5.1.4.).

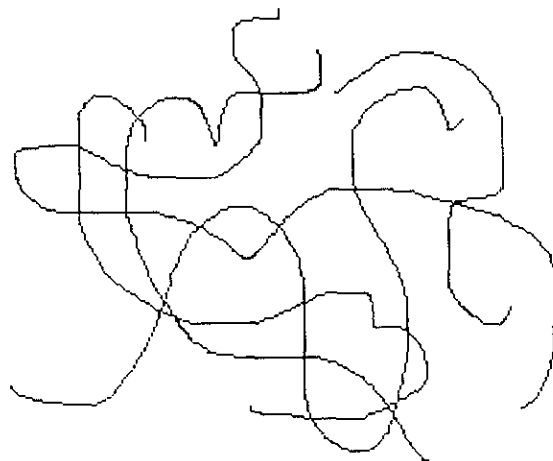


Figura 5 1.1. Representación gráfica de un polímero en forma de fideo.

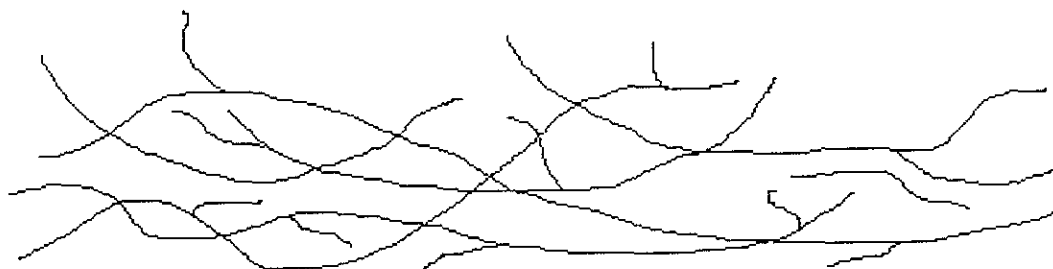


Figura 5.1.2. Representación gráfica de un polímero ramificado.

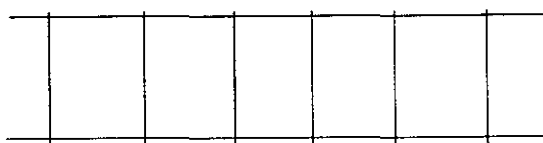


Figura 5.1.3. Representación gráfica tipo escalera.

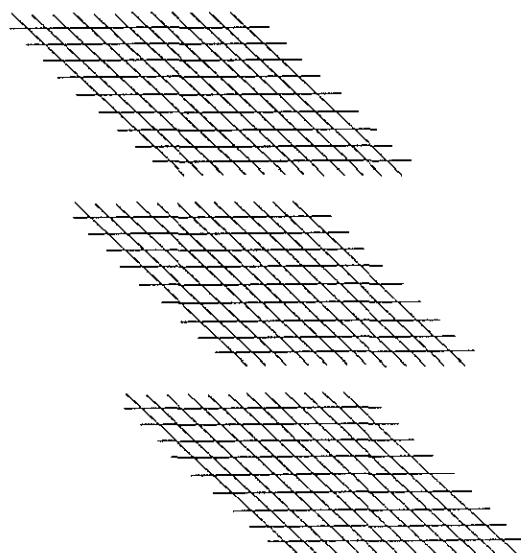


Figura 5.1.4. Representación de un polímero entrecruzado.

Existen polímeros naturales de gran significado comercial como el algodón, formado por fibras de celulosa. La celulosa se encuentra en la madera y en los tallos de muchas plantas, y se emplea para hacer telas y papel. La seda es otro polímero natural muy apreciado y es una poliamida semejante al nylon, un polímero sintético. La lana y la proteína del pelo, son otros ejemplos. El hule de los árboles de Hevea y de los arbustos de Guayule, también es un polímero natural importante.

Un polímero (del griego *poli*, muchos; *meros*, parte, segmento) es una sustancia cuyas moléculas son, por lo menos aproximadamente, múltiplos de unidades de bajo peso molecular. La unidad de bajo peso molecular es el monómero. Si el polímero es rigurosamente uniforme en peso y estructura molecular, su grado de polimerización es indicado por un número, según el número de unidades de monómero que contiene; así, hablamos de dímeros, trímeros, tetrámeros, pentámeros y sucesivos. El término polímero designa una combinación de un número no especificado de unidades.

La polimerización ocurre a través de una serie de reacciones⁴. En la práctica odontológica los composites se endurecen ante la polimerización¹⁶, la contracción de los composites ocurre cuando el monómero del composite polimeriza¹⁷. El operador debe tener en cuenta dicha contracción, para hacer la elección más conveniente del material de obturación, en cada caso clínico.

Para evitar la polimerización espontánea de los monómeros, como ya se mencionó, inhibidores son adicionados a los sistemas de resinas. Estos tienen fuerte potencial de reacción con los radicales libres. Si se ha formado un radical libre, como en una breve exposición a la luz cuando se ha dispersado el material, el inhibidor reacciona con el radical libre y así inhibe la propagación de la cadena, terminando con la capacidad del radical libre para iniciar el proceso de polimerización. Cuando todos los inhibidores se han consumido, ocurrirá la propagación de la cadena, es decir, se polimerizará la resina y no hay forma de detener el proceso de polimerización.

Los compuestos dentales para colocación directa usan activación química o activación por luz, para que se inicie la polimerización.

Los primeros compuestos fueron curados por un proceso de polimerización activada químicamente, lo que se conoce como curado en frío, químico o autocurado.

El proceso de autopolimerización en las resinas acrílicas se inicia mezclando dos pastas, una contiene el iniciador, peróxido de benzoílo por ejemplo, y la otra contiene un activador que es una amina terciaria (N, N-dimetil-p-toluidina). Cuando estas dos pastas son espatuladas, la amina reacciona con el peróxido de benzoílo y forma radicales libres, que reacciona con el monómero y de esta forma se inicia el polimerizado. Un inconveniente durante el proceso de mezclado, es que se podría incorporar aire dentro de la mezcla. Otro problema con el curado en frío es que el operador no tiene el control del tiempo de trabajo después que el material ha sido mezclado. Así que el contorneado debe ser finalizado inmediatamente después de la etapa de inicio. Estos materiales se usan principalmente para restauraciones y construcciones que no son fácilmente curadas por una fuente de luz. Para evitar los problemas que presentan los compuestos de autopolimerización, se han creado materiales que no requieren ser mezclados.

Los sistemas autoactivados han sido reemplazados por un sistema fotoactivado con luz visible. Una fuente de luz para activación del sistema iniciador es usada para lograr la polimerización. Operativamente la luz visible es una radiación electromagnética que depende del movimiento de los electrones a la cual el ojo es sensible²⁰, que demuestra gran capacidad para polimerizar espesores de 2mm.

Los compuestos dentales fotoactivados se proporcionan como pasta simple contenida en una jeringa. La iniciación de los radicales libres consiste en la fotoiniciación de las moléculas y que es acelerada por un activador de amina (dimetilaminoetil metacrilato) que está contenido en la pasta. Cuando estos dos componentes se exponen a la luz visible no interactúan, necesitan una luz que tenga la correcta longitud de onda (aproximadamente 468 nm). La luz con la correcta longitud de onda produce un estado de excitación en el fotoiniciador e interactúa con la amina para formar los radicales libres que inician la polimerización.

Un fotoiniciador comúnmente empleado es la canforoquinona, que tiene límites de absorción entre 400 y 500 nm en la región azul del espectro visible de luz. Este iniciador está presente en la pasta en niveles cercanos a 0.2 % en peso o menos. Hay muchos aceleradores de aminas apropiados para interactuar con la canforoquinona, como el dimetilaminoetil metacrilato, que está presente en la pasta³⁷.

Conociendo las desventajas de las resinas autocuradas, es obvio que los materiales fotocurados tienen ventajas significativas: ya que el operador tiene el tiempo necesario para completar el modelado anatómico de las restauraciones; la fotopolimerización se lleva a cabo en segundos (de 20' a 40', sobre capas de 2mm de espesor, dependiendo del tipo de resina que se requiera fotopolimerizar), en tanto que el autopolimerizado toma algunos minutos. Sin embargo, se tienen algunas limitaciones con los compuestos fotocurados. Colocar restauraciones muy grandes, como restauraciones clase II, por capas de 2 mm, hasta conseguir la obturación completa, puede tomar un tiempo considerable.

La polimerización activada por luz de los composites tiene un incremento de temperatura causada por la reacción del proceso exotérmico y la absorción de energía durante la irradiación. No olvidemos la posibilidad de efecto dañino en el tejido pulpar por el incremento de la temperatura durante el tratamiento restaurativo. Un incremento en la temperatura intrapulpar que exceda los 42.5°C puede dar como resultado un daño pulpar irreversible³⁶.

Otros inconvenientes incluyen: tendencia a contraerse hacia la fuente de luz²⁹, resultando un desajuste en la región marginal, así como los factores de complicación asociados a la lámpara. Las lámparas utilizan un bulbo de luz halógena. Esta luz clara, generada por el bulbo, pasa a través de un filtro que remueve el espectro infrarrojo visible para longitudes de onda mayores de 500nm. Puede haber diferencia significativa en la salida de diferentes lámparas, incluyendo las longitudes de onda que cubran. Por ejemplo, si la intensidad de la luz varía en un factor bajo no acostumbrado, pueden requerirse de 80 a 240 segundos de baja intensidad, para lograr los mismos resultados que los producidos en una exposición de 20 a 60 segundos con una lámpara de alta intensidad¹.

La fuente de luz puede generar diferentes intensidades, esto depende de la calidad y de la edad de la lámpara; la presencia de contaminación como residuos de material compuesto en la punta de la lámpara; la distancia entre la punta y la restauración; y de las variaciones de voltaje. Consecuentemente, la lámpara debe ser revisada con regularidad y el operador debe siempre colocar la punta de ésta, tan cerca como sea posible de la restauración.

El operador también debe tener en cuenta que la luz es absorbida cuando pasa a través de la estructura del diente, por lo que causa un curado incompleto en regiones críticas, como las cajas proximales²⁹. Cuando se intenta polimerizar la resina a través de la estructura del diente, el tiempo de exposición debe ser dos o tres veces mayor para compensar la reducción en la intensidad de luz.

El polimerizado a cualquier profundidad depende de la concentración de radicales libres. Esto implica que debe disponerse de un número particular de fotones directamente relacionados con la intensidad de luz y el tiempo de exposición. Los fabricantes recomiendan los tiempos de curado para cada material y matiz, según la lámpara[†].

La atenuación de luz, que presentan los diferentes compuestos, pueden variar considerablemente de un material a otro. La atenuación de luz depende del tamaño y la concentración del relleno, así como de los modificadores ópticos y matices.

Los modificadores ópticos afectan la capacidad de transmisión de la luz de un compuesto. Muchos compuestos son fotocurados, lo que sugiere que tiene que haber diferentes matices y opacidades para diferenciar la profundidad de curado con luz⁴. Se recomienda que los matices oscuros y los opacificadores sean colocados en capas delgadas para optimizar el polimerizado. Esta consideración es importante porque también puede afectar el curado del agente de enlace cubierto con las capas del compuesto.

5.2. CONTRACCIÓN

La contracción por polimerización, es una fuerza negativa dentro del procedimiento de adhesión diente-resina^{6,19}. Sobre todo, en preparaciones extensas, donde la masa de material de resina que se va a polimerizar tiene una fuerza mayor de contracción que de adhesión; por otro lado, en cavidades pequeñas rodeadas de esmalte, en las que se emplea correctamente el grabado ácido y la microrretención mecánica, la contracción por polimerización no es significativa⁶. La fuerza de contracción por polimerización varía considerablemente y está relacionada con el tipo de resina, volumen, sistema de activación, geometría y configuración de la cavidad (diseño cavitario), técnica de aplicación, incrementos de resina en la cavidad, tiempo de aplicación de la luz, dirección del plano de la fuente luminosa, distancia entre la fuente luminosa y la superficie de la resina, tonalidad de la resina, naturaleza de sus partículas de relleno y matriz, así como de la temperatura de la resina. Estos factores son de gran importancia clínica, ya sea de manera aislada o en conjunto, porque influyen de manera decisiva en la calidad de la polimerización y de la contracción de la resina^{16,19}.

Partículas de relleno.

La incorporación de partículas de relleno dentro de la matriz de resina, como ya se mencionó, mejora sus propiedades, y obviamente como hay menos resina en un compuesto, la contracción de polimerizado se reduce, comparada con la resina sin relleno. La sorción de agua y el coeficiente de expansión térmica son menores comparados con las resinas sin relleno. Las propiedades mecánicas, como resistencia a la compresión, y el módulo de elasticidad mejoran, así como la resistencia a la abrasión. Todas estas diferencias así como los distintos coeficientes de atenuación de la luz ocurren con el aumento de la cantidad de relleno en el volumen del compuesto.

Matriz de resina.

Los monómeros de alto peso molecular, particularmente Bis-GMA, son extremadamente viscosos a la temperatura ambiente. Es esencial el uso de monómeros diluyentes para alcanzar elevado nivel de relleno y producir una pasta de consistencia clínicamente manejable. Los diluyentes pueden ser monómeros de metacrilato, pero de ordinario son monómeros de dimetacrilato, como el TEGDMA. La reducción de viscosidad es significativa cuando el TEGDMA es agregado a Bis-GMA. Una combinación de 75% en peso de bis-GMA y 25% en peso de TEGDMA tiene una viscosidad de 4300 cP (centiPoises), en tanto que la viscosidad de la combinación 50/50 es 200 cP. Desgraciadamente, la adición de TEGDMA y otros dimetacrilatos de bajo peso molecular aumenta la contracción por polimerización, factor que limita la cantidad de dimetacrilato de bajo peso molecular que puede usarse en los compuestos. Aunque las propiedades mecánicas del Bis-GMA son superiores a las de la resina acrílica, no se enlaza a la estructura dental con más eficacia. Por lo tanto, la contracción de polimerizado y el cambio dimensional térmico son consideraciones importantes incluso para resinas con relleno.

5.3. GRADO DE CONVERSIÓN

El grado de conversión es una medida del porcentaje de enlaces dobles de carbón consumido. En otras palabras, el grado de conversión nos indica que porcentaje de monómero se convirtió en polímero. El grado de conversión de 60% es típico de compuestos basados en bis-GMA, implica que 50 a 60 % de los grupos de metacrilato fueron polimerizados. Esto no significa que 40 o 50% de las moléculas de monómeros se queden en la resina, ya que uno de los dos grupos metacrilato por molécula de dimetacrilato puede reaccionar y enlazarse en forma covalente a la estructura del polímero⁴.

La conversión de monómero a polímero depende de varios factores, como son la transmisión de luz a través del material y la cantidad de iniciador e inhibidor presentes. La transmisión de la luz a través del material se controla por la absorción y distribución de la luz por las partículas de relleno o cualquier estructura del diente interpuesto entre la fuente de luz y el compuesto.

El grado total de conversión dentro de la resina compuesta no difiere entre los compuestos activados químicamente y los fotocurados que contienen la misma formulación de monómero. El grado de los valores de conversión de 50 a 70 % se logra a la temperatura ambiente para ambos materiales. De igual manera, la contracción de polimerizado total no difiere entre las resinas activadas químicamente y las fotocuradas⁴.

5.4. PUNTO GEL

El proceso de polimerización induce a la contracción de los composites; el contenido de relleno que es adicionado a las nuevas resinas reduce la contracción por polimerización, hasta niveles de 2%, sin embargo, la contracción en las resinas nunca alcanzará niveles de 0% de contracción por polimerización.

Una baja contracción en una resina significa bajas tensiones en la interfase diente-restauración, para cualquier tipo de resina. La contracción provoca altas tensiones residuales en las restauraciones finales. En las resinas que tienen un módulo de elasticidad alto, el nivel de la tensión puede inducir la formación de fracturas en el esmalte.

En el proceso de polimerización existe el punto Gel³⁴. El compuesto empieza su polimerización como un material muy viscoso y cambia a un sólido rígido. El punto Gel marca el punto donde el material viscoso se vuelve rígido.

La contracción que sufren los composites después de alcanzar el punto Gel es favorecida por la viscosidad. Las tensiones empiezan a crearse en el composite después de que el punto Gel es alcanzado, por lo que, métodos que retardan este punto, dan como resultado resinas con baja tensión residual.

Investigaciones sobre los mecanismos de la polimerización, indican que retrasando el punto Gel puede lograrse un compuesto con menos deformación en la interfase de la unión, obteniendo como resultado una restauración más durable.

Una de las formas de retardar el punto Gel, es por medio de reducir la velocidad de polimerización, una forma de reducir la velocidad, es reducir la intensidad de la luz de curado.

Se pretende retardar el punto Gel con la finalidad de obtener restauraciones con resina más durables y con baja tensión residual, lo que favorece la unión diente-restauración.

5.5. MEDICIÓN DE LA CONTRACCIÓN

El material que polimeriza se contrae, lo que genera tensiones internas, causando sensibilidad, y dolor a la masticación, sobre todo en restauraciones extensas⁶. Debido a esto, la contracción por la polimerización de los materiales dentales a base de resina, ha sido objeto de numerosos estudios y revisiones. Este interés proviene de percibir los problemas clínicos, que pueden suceder por grandes valores de fuerzas de contracción, durante la aplicación de restauraciones directas en cavidades dentales.

Por medio de varias investigaciones se ha medido la contracción y los cambios volumétricos que sufren las resinas. Diversos métodos de medición se han desarrollado aplicando los principios de Arquímedes (desplazamiento de líquidos y gases: utilizando agua, mercurio, gas)^{17,18}, así como usando discos de aluminio¹¹. Las mediciones del encogimiento volumétrico usualmente son realizadas indirectamente en un dilatómetro por medio de la determinación de los cambios del aumento lineal en una columna de agua o mercurio.

Debido a los problemas de acceso de la fuente de luz, y la radiopacidad del mercurio, es más difícil aplicar tales métodos a los materiales dentales por fotopolimerizado. Sin embargo, ha sido obtenida información valiosa con estos métodos, desde 1953, particularmente en materiales de auto-curado.

Watts y Cash³⁰ han desarrollado un método para medir el encogimiento por medio de un transductor de desplazamiento que es un instrumento que elimina los problemas de acceso de la fuente de luz hacia la muestra, y que por medio de la corriente eléctrica mide la contracción para resinas fotopolimerizables.

La corriente eléctrica se define como el flujo de electrones provocado por una diferencia de potencial que se desplaza a lo largo de un conductor. Según la forma de moverse las cargas eléctricas por el conductor la corriente puede ser: directa o continua y alterna. La primera sucede cuando los electrones circulan siempre en el mismo sentido. La segunda es aquella cuyo sentido varía periódicamente y sus variaciones siguen generalmente una ley sinusoidal²¹.

El instrumento o aparato para registrar las variaciones de la corriente o de la tensión eléctrica (que denominaremos a partir de este momento, como voltaje)^{31,32}, en función del tiempo, es el osciloscopio el cual presenta el siguiente gráfico³³ (Figura 5.5.1.).

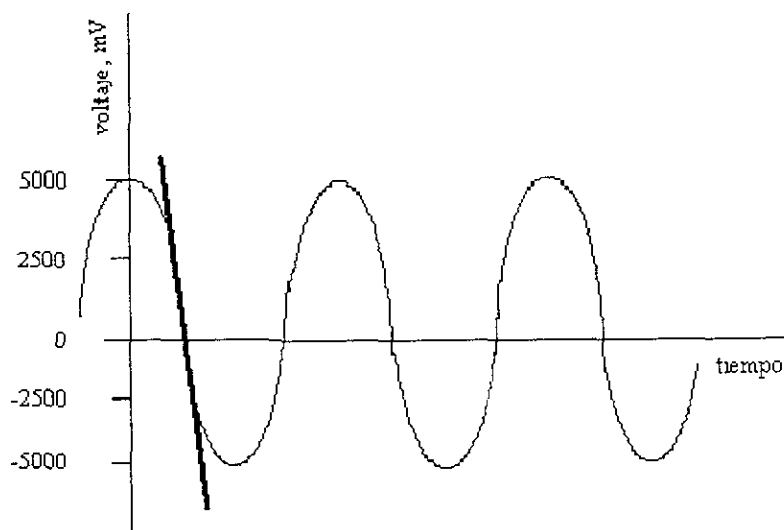


Figura 5.5.1. Representación gráfica de una senoide (corriente alterna).

Debido a que casi siempre es posible convertir una magnitud física en una señal eléctrica, la utilidad de este comportamiento es enorme²¹. Para este estudio se aprovecha este comportamiento (variación de una señal eléctrica: voltaje) para medir la contracción por polimerización (magnitud física) que experimenta cualquier resina al fotopolimerizarse.

El transductor sirve para reproducir las medidas de encogimiento que sufren los materiales poliméricos debido a la contracción. Este método ha medido los valores de contracción lineal que se observan entre 0.2 y 1.9% y de contracción volumétrica entre 1.5 y 4.2 %³⁰.

Capítulo 6

6. DISEÑO EXPERIMENTAL

6.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La intensidad de la luz visible y la distancia entre la punta emisora de la luz y la superficie a polimerizar, son factores críticos.

Dependiendo de la facilidad de acceso al campo operatorio, la distancia entre la punta de la lámpara y la superficie de la resina puede tener variaciones significativas. Si esas variaciones implican aumento de la distancia, la efectividad de polimerización será afectada por estas variaciones.

Por otro lado, la intensidad de la luz puede verse afectada por variaciones de voltaje y como consecuencia, disminuirá la calidad del polímero logrado. En México son frecuentes éstas variaciones de voltaje.

6.2. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

Dado que las dos variables mencionadas en el planteamiento del problema son situaciones frecuentes en la práctica clínica y que dichas variables tienen incidencia en la calidad del polímero logrado, se justifica determinar la influencia que ambos hechos tienen sobre la magnitud de la contracción de polimerización de la resina.

6.3. HIPÓTESIS

Variar el voltaje de la energía eléctrica que alimenta la lámpara para polimerizar la resina y modificar la distancia entre la punta de la lámpara y la superficie de resina a polimerizar, afectará el grado de conversión y este hecho, provocará diferentes niveles de contracción por polimerización.

6.4. OBJETIVOS

6.4.1. OBJETIVO GENERAL

Determinar los niveles de contracción por fotopolimerización de una Ormocera, modificando el voltaje y la distancia entre la punta de la lámpara y la superficie de la resina.

6.4.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Polimerizar especímenes de Ormocera con voltajes y distancias recomendadas y cuantificar la magnitud de contracción.
- Polimerizar especímenes de Ormocera modificando hacia más y hacia menos el voltaje, y cuantificar los niveles de contracción.
- Polimerizar especímenes de Ormocera aumentando la distancia recomendada punta de la lámpara - superficie de resina, y cuantificar los niveles de contracción.
- Confrontar las cifras obtenidas para determinar la influencia que las variables aplicadas tuvieron sobre los niveles de contracción.

6.5. TIPO DE ESTUDIO

Experimental .

6.6. DEFINICIÓN DE VARIABLES

6.6.1. VARIABLES INDEPENDIENTES

- Distancias entre la punta emisora de la luz y la superficie de resina.
- Voltaje de alimentación de la lámpara emisora de luz.
- Intensidad de la luz.

6.6.2. VARIABLE DEPENDIENTE

- Niveles de contracción de polimerización obtenidos.

6.7. MATERIAL Y EQUIPO

MATERIAL

- Ormocera Definite Degussa, Germany, en compules de 0.25g.

EQUIPO

- Equipo para medición de contracción por polimerización, que consta de un transductor de desplazamiento LVDT (tipo GTX2500/89, Wolverhampton, UK).
- Computadora personal.
- Programa computacional de adquisición de datos PICO ADC-16, Pico Technology Ltd, Hardwick, Cambridge, UK.
- Programa computacional Excel 97.
- Micrómetro digital calibrado (25mm, exactitud 1 μ m, Mitutoyo, Tokio, Japan).
- Lámpara para fotopolimerización Visilux 2 (Model 5520AA, Dental Products 3M, St. Paul, MN 55144 USA).
- Lentes de protección Ultraspec Uvex USA.

- Regulador de voltaje Microvolt 1000 ISB Sola Basic.
- Regulador de voltaje Construcciones Rodríguez de 500Watts, 125 Volts, 60Hz
- Radiómetro (Curing model 100, Demetron Research Corporation, Danbury, CT. USA).
- Radiómetro (Heat, Demetron Research Corporation Danbury, CT. USA).
- Vernier Electronic Digital Caliper Max-Cal Japan.
- Balanza analítica OHAUS GA2000.
- Aparato para medir temperatura y humedad.
- Anillo de bronce para el equipo con que se mide la contracción por polimerización, con un diámetro externo de 21.59mm, diámetro interno de 19.87mm y altura de 1.24mm.
- Portaobjetos de 75mm x 25mm x 1mm.
- Vidrio cubre objetos de 22mm x 22mm x 0.13mm del número 1.
- Dispensador de resina Caulk.
- Caja plástica con filtro protector de muestras.
- Espátula para resina K9 PFIW3 Hu-Friedy USA.
- Desarmador.

6.8. METODOLOGÍA

MÉTODO

Este estudio se orientó a presentar el comportamiento de la contracción por polimerización y de la velocidad promedio de encogimiento de polímeros curados con luz visible variando los voltajes y la distancia entre la punta emisora de luz y la muestra. Para calcular la contracción por polimerización se usaron las medidas de deflexión de un vidrio (cubreobjetos). Para lograr los objetivos de este estudio primeramente se calculó el encogimiento usando las medidas de deflexión del vidrio flexible adherido a la resina, durante el proceso de polimerización. Este concepto fue descrito por Wilson (1978) y utilizado por Bausch (1982), Watts y Cash (1991)³⁰ y algunos más. Con las medidas de deflexión se calculó la velocidad promedio de contracción.

Preparación de muestras.

El material sin polimerizar fue obtenido a partir de compules (contenedores de resina para uso individual); el material se pesó y colocó en la caja con filtro protector para evitar que la luz ambiental iniciara la polimerización. La cantidad de muestra ($0.125 \pm 0.001 \text{g}$) no excedió el diámetro de la punta de fibra óptica de la lámpara (8 mm), de tal manera que la polimerización se realizó de una sola intención.

La muestra se colocó con una espátula en el centro de un anillo de bronce, que a su vez estaba colocado sobre un portaobjetos. Un cubreobjetos se colocó sobre la muestra y con ayuda de otro portaobjetos se comprimió hasta que el cubreobjetos hizo contacto con la superficie superior del anillo, por lo tanto el espesor de la muestra fue la altura de éste.

El conjunto portaobjetos-muestra-cubreobjetos se colocó sobre la base del instrumento de medición. La armadura del transductor se elevó para después bajarla e hiciera contacto con el cubreobjetos. Ver Figura 6.8.1.

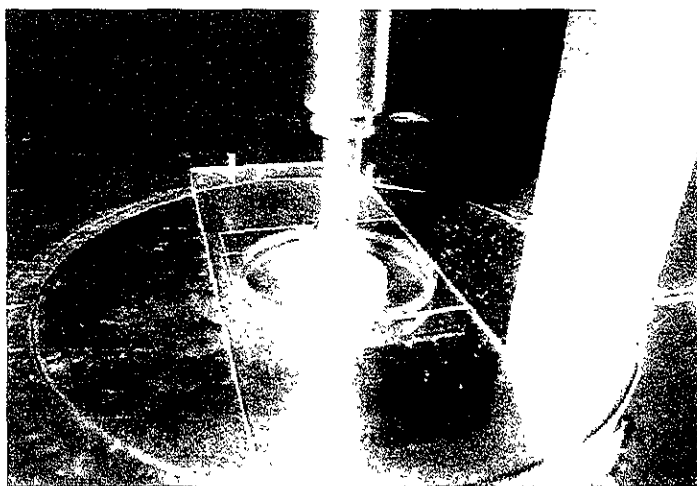


Figura 6.8.1. Conjunto portaobjetos-muestra-cubreobjetos sobre el que descansa el transductor.

Cada muestra fue irradiada durante 20 ''(segundos) desde la parte inferior a través del portaobjetos.

Transcurrido el tiempo de irradiación (20'') se apagó la lámpara y se dejó que la polimerización continuara al mismo tiempo que la computadora registraba los cambios de voltaje que sufre el material polimérico durante el tiempo que duró la prueba (600segundos) y que mide el transductor.

Se hicieron cambios en el voltaje (V) de la lámpara y en la distancia entre la punta de la lámpara a la superficie irradiada de la resina (d), como se muestra en la Tabla 6.8.1 y en la Figura 6.8.2.

Voltaje (V) volt	Distancia (d) mm
106	1
127	4-10-1
156	1

Tabla 6.8.1 Variables entre el voltaje y la distancia punta-resina.

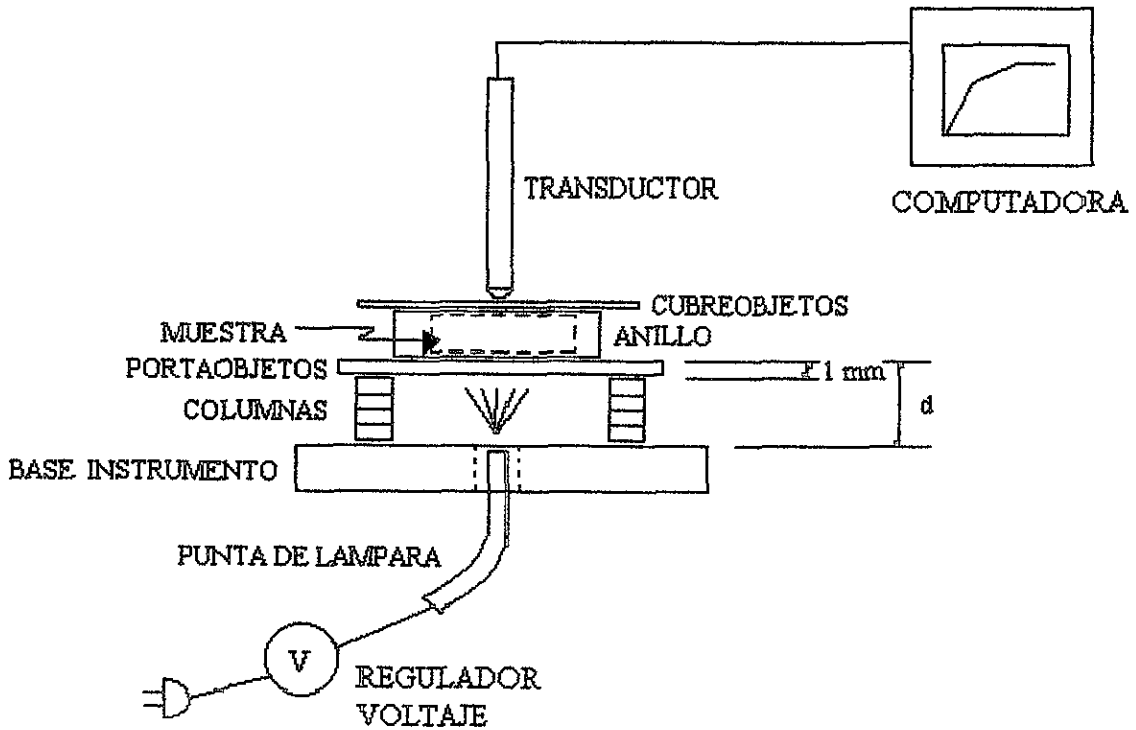


Figura 6.8.2. Diagrama esquemático del instrumento de medición de contracción por polimerización.

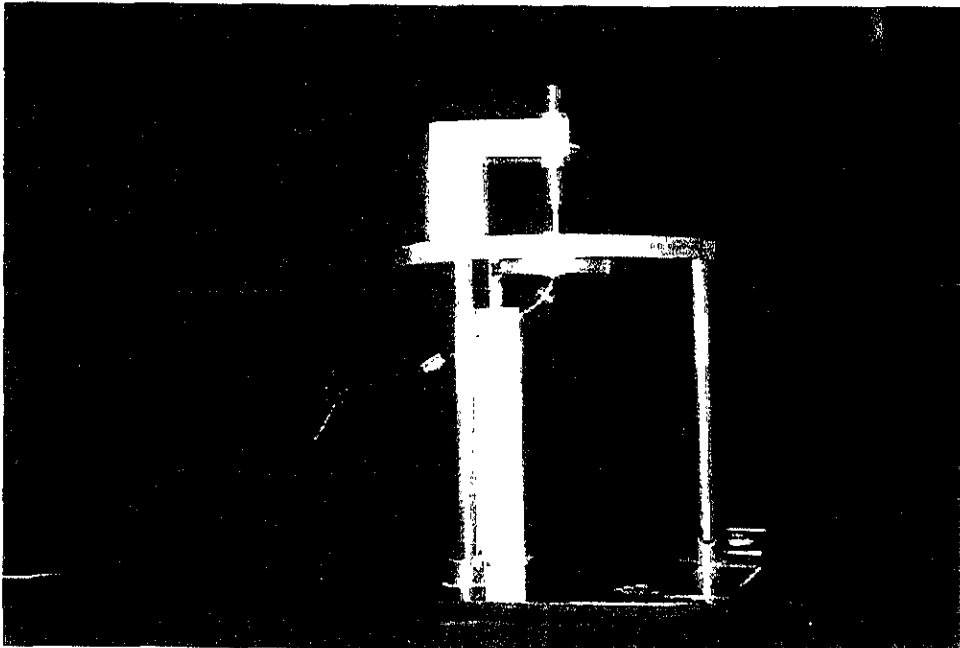


Figura 6.8.3. Foto del instrumento de medición de contracción.

La alimentación eléctrica para todo el sistema siguió esta secuencia:

1. Regulador Microvolt conectado a la red de servicio.
2. Regulador Rodriguez conectado al regulador Microvolt.
3. Lámpara conectada al regulador Rodriguez, cuando las pruebas requirieron 90 y 140 volts; y conectada al Microvolt cuando las pruebas requirieron 120 volts.
4. Transductor conectado al regulador Microvolt.
5. CPU y monitor, conectados al regulador Microvolt.

Antes de dar inicio al registro de los valores de contracción, se calibró el transductor.

Las determinaciones para cada prueba se hicieron a $22\pm 2^{\circ}\text{C}$ y $64\pm 5\%$ de humedad relativa. Los datos se analizaron estadísticamente por medio de un análisis de varianza, ANOVA.

EQUIPO

Instrumento para medir el encogimiento.

Este fue diseñado por Cash y Watts (1991)³⁰ y consiste de un transductor de desplazamiento LVDT; una unidad de conexión para transductor; un sistema de adquisición de datos PICO ADC-16 el cual fue usado con una computadora personal; una unidad dental de curado de luz visible monitoreada con un radiómetro y cuyo valor varió como se ve en la Tabla 6.8.2; y un micrómetro digital.

Voltaje volt	Intensidad mW/cm ²
106	280
127	320
156	350

Tabla 6.8.2. Relación entre la intensidad del radiómetro y el voltaje.

Calibración del instrumento.

La medición de la deflexión del vidrio flexible (cubreobjetos) se hizo en función del voltaje de salida del transductor. Con ayuda del micrómetro, la armadura del transductor se cambió de posición y se leyeron los voltajes de salida. Los valores obtenidos del voltaje de salida (mV) y los cambios de posición del micrómetro (μm) se graficaron. El factor de calibración pendiente de la línea recta (mV- μm) fue calculado mediante una regresión lineal.

Calibración del transductor.

Antes de dar inicio al registro de los valores de contracción, se calibró el transductor observando en la computadora valores entre 0 y 400 mV. Recordemos que la corriente se divide en directa (CA o AC) y en alterna (CD o DC); la corriente directa se mueve en forma cuadrática y es la que utilizan las baterías por ejemplo. Por otro lado, la corriente alterna se mueve en forma sinusoidal, y ya que es una senoide presenta líneas curvas en sus dos extremos y una línea recta entre estas. Figura 5.5. (Pág. 57).

La capacidad de operación del transductor varía entre 5000 y -5000mV. La porción recta está entre 2000 y -2000mV. La calibración del transductor debe hacerse dentro de esa porción recta para tener una dependencia lineal entre el voltaje y los cambios de posición del micrómetro. Al graficar la variación de voltaje que experimentan los cambios de posición, se obtiene una línea recta donde la pendiente de ella representa el factor de calibración K. Además, al estar en la parte recta de la senoide eliminamos las variables inestables de las curvas.

Determinación del encogimiento.

Las resinas tienen la propiedad de adherirse al vidrio; esta propiedad permite medir la fuerza de contracción. La polimerización de la resina hace que el cubreobjetos se flexione hacia abajo por acción del encogimiento debido a la adhesión de ésta con el vidrio. Esta flexión se monitoreó con el transductor LVDT durante todo el tiempo que duró la prueba (600 s). Se hicieron lecturas de flexión a cada segundo. El transductor estaba conectado al Solartron OD5; y éste a su vez al sistema de adquisición de datos Pico ADC-16. Como se muestra en la Figura 6.8.2. La figura 6.8.4 presenta el gráfico que se obtiene.

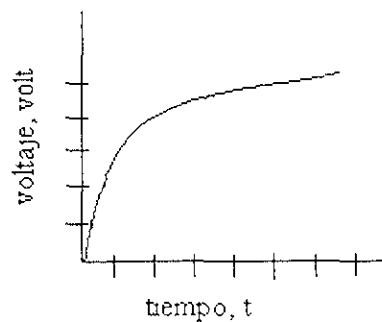


Figura 6.8.4. Gráfica voltaje de transductor vs tiempo

El encogimiento está definido como la relación entre el cambio de dimensiones de la muestra ($\Delta L=L_0-L_t$) y la longitud inicial ($L_0=1.24$ mm); donde L_t es la longitud que ha disminuido la muestra medida a un tiempo "t" (L_t), y está relacionado con el voltaje de salida del transductor (V_t) al tiempo "t" y con el factor de calibración K, mediante la ecuación: $L_t=V_t/K$. El cambio de dimensiones ΔL se divide entre la longitud inicial, L_0 , para obtener la deformación de la muestra ϵ_t al tiempo "t" que al multiplicarse por 100 proporciona el porcentaje de encogimiento, S, representado mediante la ecuación: $S=100 \Delta L/L_0$. La Figura 6.8.5. representa el comportamiento típico del encogimiento-tiempo.

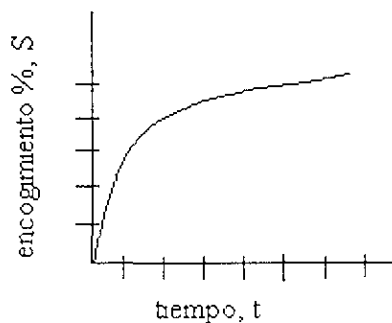


Figura 6.8.5. Gráfica encogimiento vs tiempo.

Velocidad promedio de contracción.

Se conoce que al graficar la distancia que avanza un móvil en función del tiempo en un movimiento rectilíneo uniforme, se obtiene una línea recta. La pendiente de esa línea recta representa la velocidad promedio con que el móvil se desplaza (Serway, 1977)⁴¹. Este concepto se aplicará en este estudio para determinar la velocidad promedio de contracción de polimerización (V_p) de los materiales fotopolimerizables a partir del inicio de la incidencia de la luz hasta que hayan transcurrido los segundos que el proveedor de resinas marque para polimerizar su producto. Ésta se obtuvo al graficar los diferentes valores del cambio de dimensiones, ΔL , desde que inició la polimerización al momento de encender la lámpara, hasta que concluyó la prueba. Se calculó el valor de la pendiente de la línea recta para cada muestra como se representa en la Figura 6.8.6.

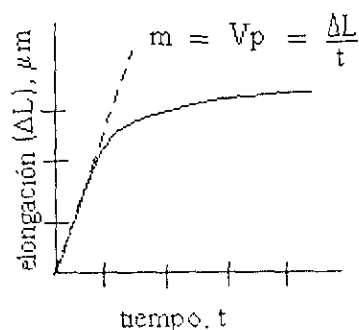


Figura 6.8.6. Gráfica elongación vs tiempo.

Preparación del equipo para pruebas de 4mm*.

Se tomaron 2 juegos de 3 portaobjetos cada uno para hacer dos columnas, sobre las que descansó el conjunto, dando una altura final (d) de 4 mm desde la punta emisora de luz hasta el material polimérico. Ver Figura 6.8.2.

Preparación del equipo para pruebas de 10mm*.

Para esta preparación se varió la distancia (d) con las columnas para lo cual se tomaron 9 portaobjetos, sobre estos descansó el conjunto logrando obtener una distancia de 10 mm de altura, desde la punta de la lámpara emisora de luz hasta la superficie del Ormocer. Ver Figura 6.8.2.

* Cada portaobjetos mide 1mm de grosor.

Capítulo 7**7. RESULTADOS**

Lo primero que hicimos fue calibrar el instrumento de medición de encogimiento. Para lo cual se obtuvieron los valores de voltaje de salida del transductor en función de la distancia de desplazamiento de la armadura del transductor. Los resultados se muestran en la Tabla 7.1.

Desplazamiento		Voltaje
mm	μm	mV
0.013	13	482.875
0.018	18	577.205
0.030	30	779.325
0.043	43	1021.870
0.051	51	1156.620
0.056	56	1237.460
0.067	67	1422.640

Tabla 7.1. Valores para obtener la constante de calibración, K.

Los valores de la Tabla 7.1 permiten construir la gráfica voltaje-desplazamiento del transductor (Figura 7.1).

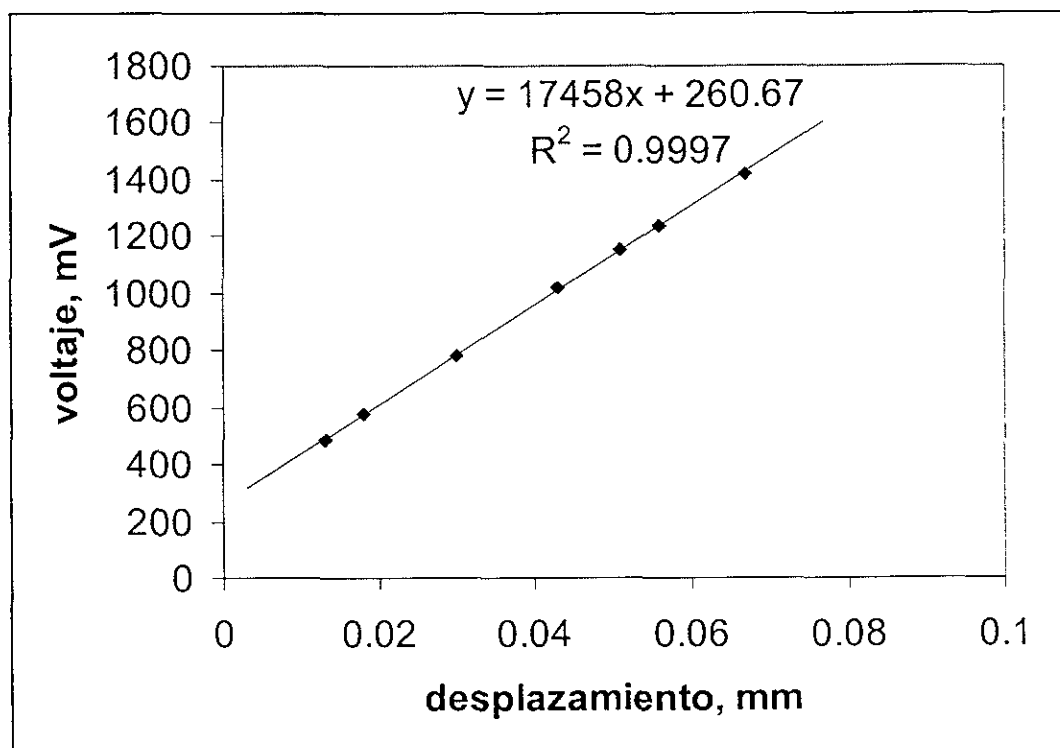


Figura 7.1 Gráfica Voltaje - Desplazamiento para obtener la constante de calibración K.

La gráfica voltaje-desplazamiento muestra una línea recta que es expresada como:

$V=17458d+260.67$ con un coeficiente de regresión, r^2 , de 0.9997.

La pendiente de la línea recta es de 17458 mV/mm que al convertirla a micras, resulta un valor de 17.46 mV/ μm . Este representa el factor de calibración de la ecuación: $L_t = V_t/K$ y al cual se le designó como K. Este valor fue usado para calcular la contracción de las muestras de resina.

El siguiente paso fue determinar el encogimiento para los cual pesamos las muestras tratando que los pesos fueran aproximadamente los mismos, modificando los incrementos. Los resultados se muestran en la Tabla 7.2.

MUESTRA	Peso promedio	Desv. Estándar
	g	g
A	0.1244	0.001
B	0.1254	0.001
C	0.1242	0.002
D	0.1248	0.001
E	0.1248	0.001

Tabla 7.2. Pesos promedio usados para obtener el encogimiento.

De acuerdo con la Tabla 6.8.1, se fijó la distancia (d) y el voltaje de la lámpara (V) para obtener la gráfica voltaje vs. tiempo. Se muestra un gráfico típico de la muestra B en la Figura 7.2 (ver Tabla 7.4). No se muestran los demás gráficos ya que siguen el mismo comportamiento con diferentes valores.

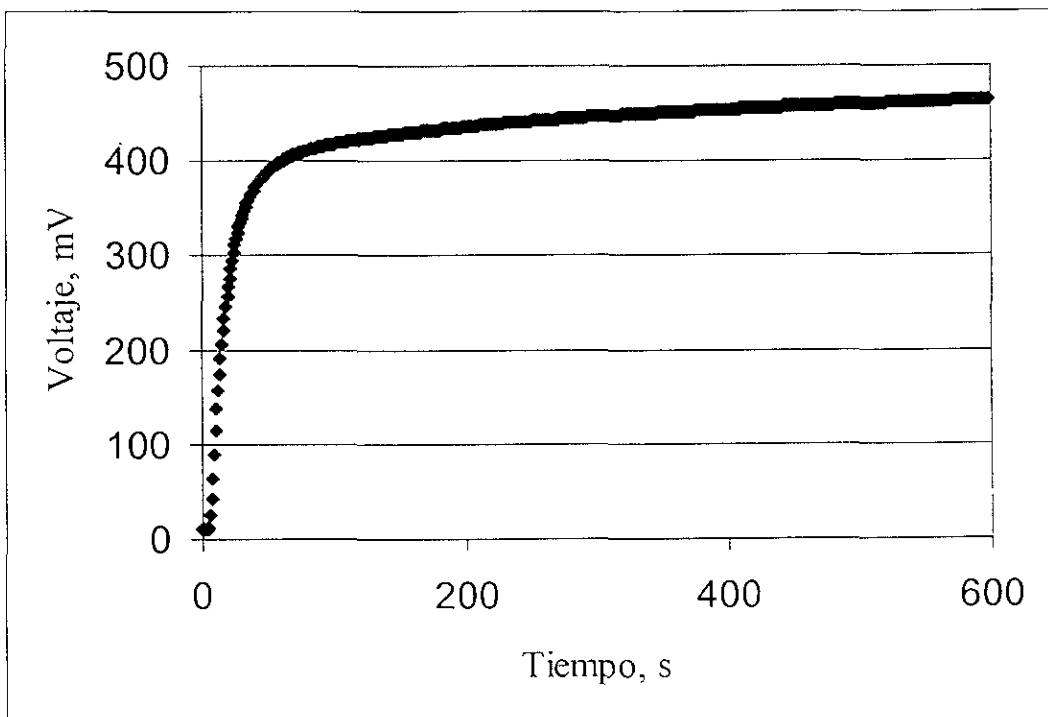


Figura 7.2. Gráfica Voltaje Tiempo típico de la muestra B.

Una vez obtenidos los valores de voltaje, se utilizó la ecuación $L_t = V_t/K$ para obtener los valores de la longitud final al tiempo t . Con estos últimos valores se obtuvo la contracción $\Delta L = L_0 - L_t$. Una vez calculados los valores de contracción, se calculó el encogimiento $S = \Delta L/L_0$.

La Tabla 7.3 muestra los primeros diez valores, típicos de la muestra B (ver Tabla 7.4), que registró la computadora al momento de realizar la prueba. Con estos valores se realizan los cálculos para obtener las gráficas de contracción (ΔL) y encogimiento(%S) contra tiempo.

En la Figura 7.3. podemos observar la curva típica de la muestra B, en una gráfica contracción contra tiempo. En la Figura 7.4. se muestra el comportamiento típico de encogimiento por polimerización de la misma muestra (B).

t (s)	V ₀ (mV)	V _t (mV)	V ₀ - V _t (mV)	$\Delta L = \Delta V / K$ (m)	S = $\Delta L / L_0$	%S (%)
0	116.00	116.00	0	0	0	0
1	116.00	117.00	1	0.0752	0.000046	0.0046
2	116.00	117.00	1	0.0752	0.000046	0.0046
3	116.00	119.00	3	0.1718	0.000138	0.1385
4	116.00	120.00	4	0.2290	0.000184	0.0184
5	116.00	124.00	8	0.4581	0.000369	0.0369
6	116.00	135.00	19	1.0882	0.000877	0.0877
7	116.00	152.00	36	2.0618	0.001662	0.1662
8	116.00	170.00	54	3.0978	0.002494	0.2494
9	116.00	190.00	74	4.2382	0.003417	0.3417

Tabla 7.3 valores típicos de la muestra B.

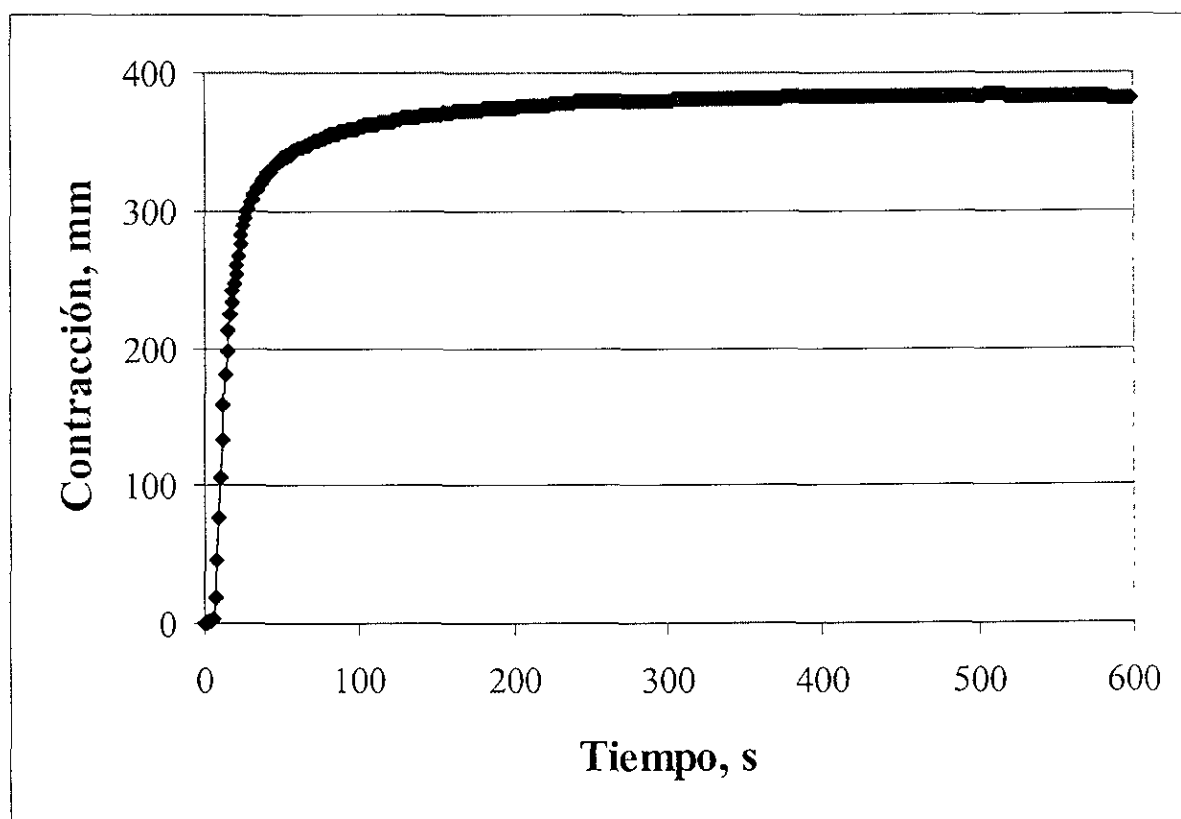


Figura 7.3 Gráfica Contracción – Tiempo típica de la muestra B.

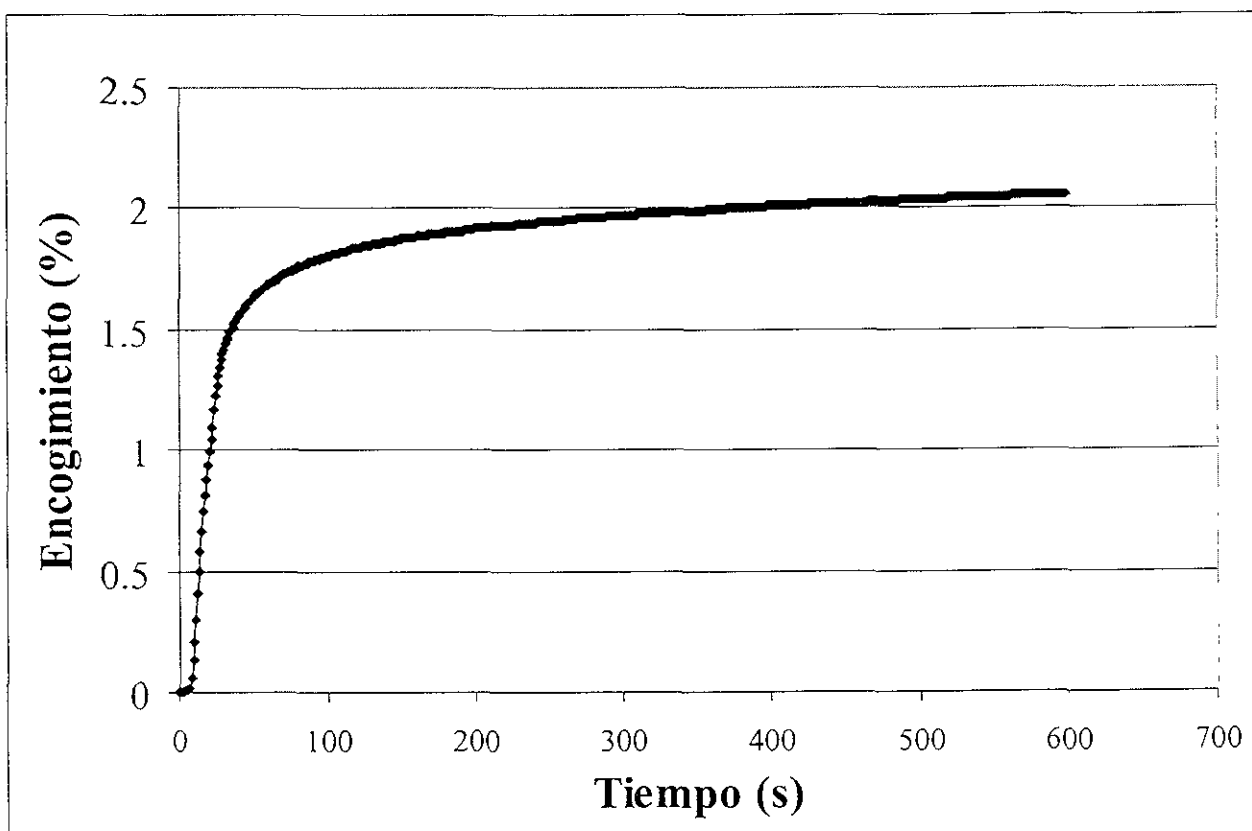


Figura 7.4 Gráfico % Encogimiento – Tiempo típico de la muestra B.

La Tabla 7.4 muestra los resultados promedio de encogimiento y velocidad de contracción de todas las muestras, variando la distancia punta – resina y el voltaje de entrada para la lámpara y sus desviaciones estándar.

MUESTRA	Distancia	Voltaje	Encogimiento	Velocidad de contracción por polimerización
	d	V	S	V _c
	(mm)	(volt)	(%)	μm/s
A	1	106	1.657 ± 0.01	16.77 ± 0.01
B	1	156	2.553 ± 0.01	19.18 ± 0.01
C	10	127	1.750 ± 0.01	14.19 ± 0.01
D	4	127	1.888 ± 0.01	16.91 ± 0.01
E	1	127	1.903 ± 0.01	18.53 ± 0.01

Tabla 7.4. Valores promedio de encogimiento y velocidad de contracción por polimerización a diferentes distancias punta – resina y voltaje de la lámpara.

Los resultados de la tabla 7.4 se presentan de una manera gráfica en las Figuras 7.5 a 7.10.

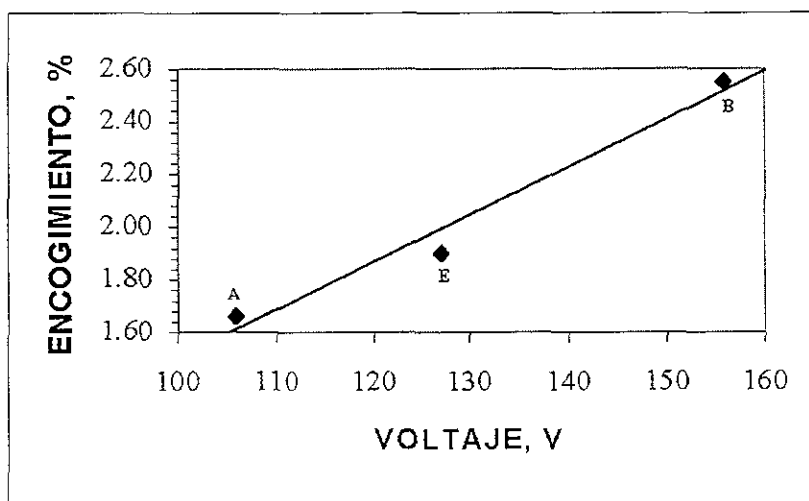


Figura 7.5 Gráfica Encogimiento - Voltaje, con una distancia punta - resina constante de 1mm.

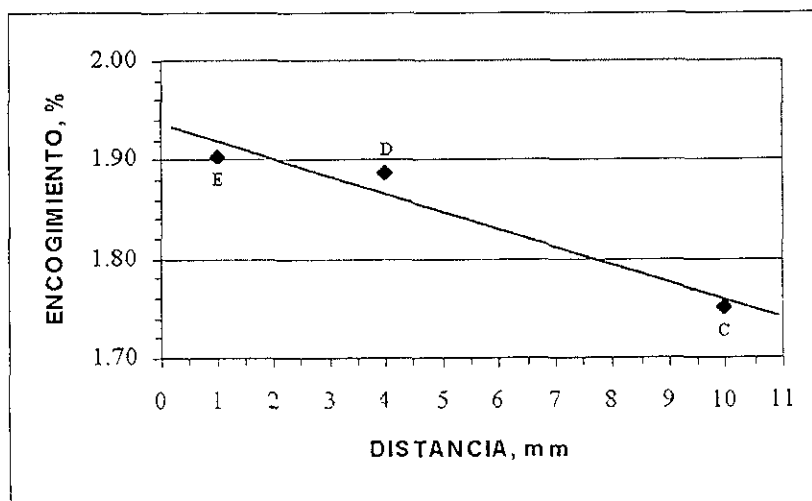


Figura 7.6 Gráfica Encogimiento - Distancia punta-resina manteniendo un voltaje constante de 127 volts.

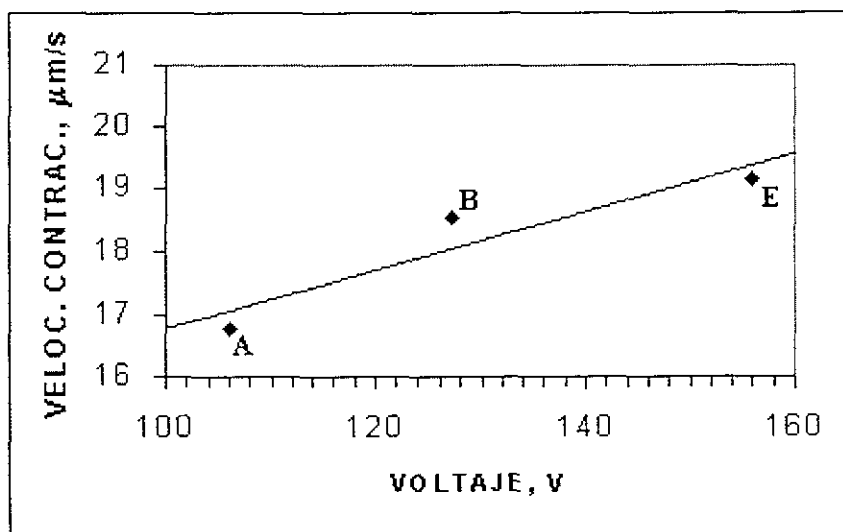


Figura 7.7 Gráfica Velocidad de contracción – Voltaje, a una distancia constante entre punta y resina de 1 mm.

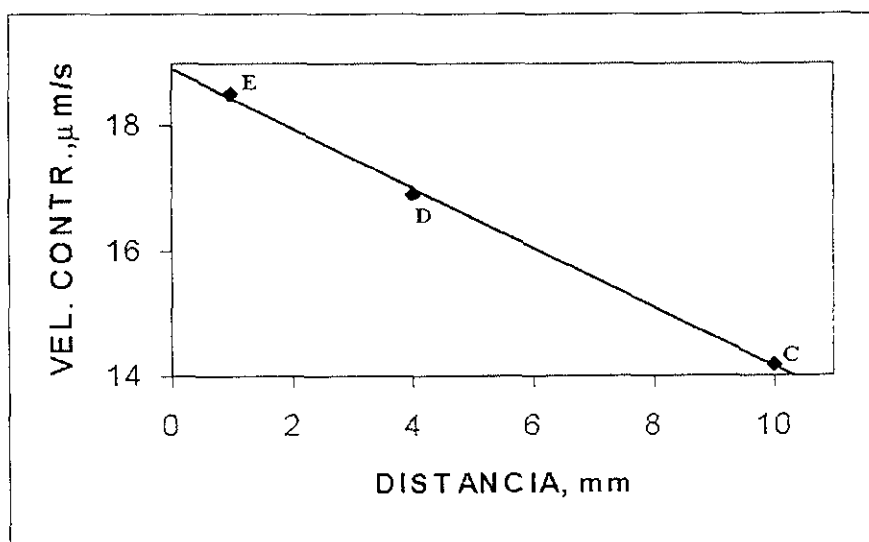


Figura 7.8 Gráfica Velocidad de contracción - Distancia, a un voltaje constante de 127 volts.

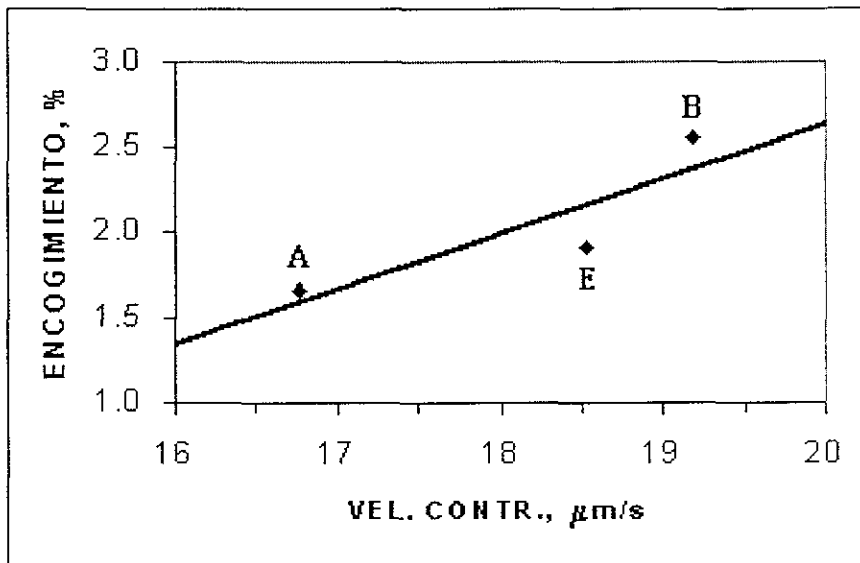


Figura 7.9 Gráfica Encogimiento – Velocidad de contracción, manteniendo la distancia punta-resina constante de 1mm y variando los voltajes.

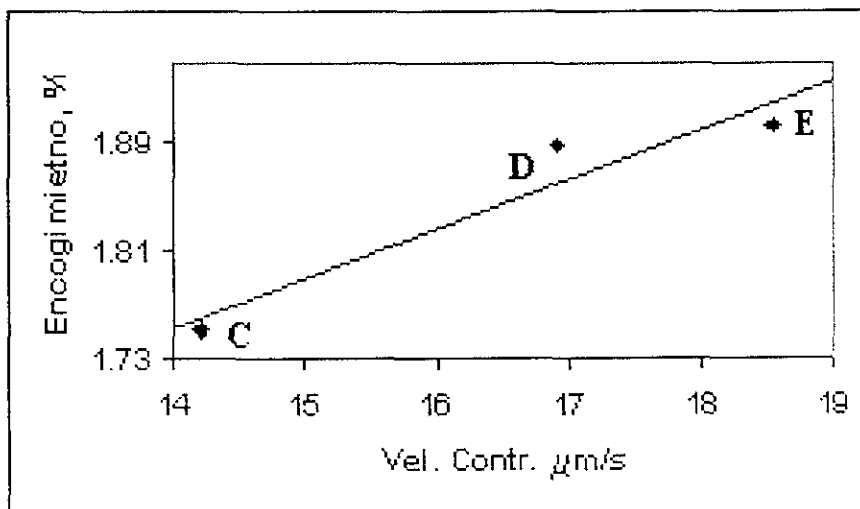


Figura 7.10 Gráfica Encogimiento – Velocidad de contracción a voltaje constante de 127 volts y diferentes distancias punta-resina.

DISCUSIÓN

Es indudable la universal aceptación de los nuevos materiales restauradores que, dadas sus características ponen en primer lugar de importancia a la estética.

Muchos son todavía los problemas presentados por estos materiales y los fabricantes enfocan todo su esfuerzo en resolver dos de los problemas más significativos: contracción y desgaste.

Los problemas mencionados anteriormente derivan en gran medida de las características propias del material, pero frecuentemente se manifiestan con mayor magnitud por eventos inesperados pero que podrían ser prevenidos por el cirujano dentista; concretamente nos referimos a cambios de voltaje y variaciones en las posición de la punta emisora de luz y también en la distancia que la luz debe recorrer antes de incidir en la superficie de la resina restauradora.

Es un hecho conocido que un polímero tendrá mejor comportamiento entre más grande sea el número de meros incorporados a la cadena; éste hecho, técnicamente conocido como “grado de conversión” hará que las propiedades de la estructura polimérica aumenten considerablemente. Por otro lado, es también conocido, hasta éste momento, que todo proceso de polimerización se acompaña de contracción volumétrica; de lo anterior se deduce que una ventaja del alto grado de conversión: altas propiedades, lo que se traduce en una desventaja: mayor nivel de contracción.

El grado de conversión es directamente proporcional a la intensidad lumínica y ésta a su vez, es directamente proporcional al voltaje e inversamente proporcional a la distancia punta superficie de resina.

Recientemente apareció en el mercado un restaurador estético cuya principal característica es que un alto porcentaje de su microestructura ya está constituido cuando el odontólogo hace uso del producto: una red de polisiloxano es constituida en el proceso de fabricación y entonces, un pequeño porcentaje de polímero será formado durante la manipulación del producto por parte del odontólogo.

El fabricante publicita que al ser menor (que otros productos) la cantidad de polímero por formar, los niveles de contracción por polimerización serán menores; el material es cuestión , se conoce como ORMOCER (ORganically MODified CERamic).

En nuestro estudio evaluamos los niveles de contracción de una ormocera modificando en tres magnitudes el voltaje recibido por la lámpara para fotopolimerización y modificando también en tres variantes la distancia entre la punta emisora de luz de la lámpara y la superficie de la resina.

En el proceso empleamos tecnología de punta para medir los cambios volumétricos del material a prueba. Los investigadores Watts y Cash en la Universidad de Manchester, Inglaterra, diseñaron un aparato basado en la transducción de energía para medir, entre otras cosas, la contracción de un polímero en formación. El instrumento en cuestión traduce las variaciones cinéticas de una superficie en (mV), sobre dicha superficie es colocada la punta del transductor.

En nuestra investigación encontramos que a una distancia constante, los aumentos de voltaje provocaron invariablemente aumento en la velocidad de contracción, por lo tanto, aumento de la contracción misma. A voltaje constante los aumentos de distancia disminuyen la velocidad de contracción, disminuyendo también la magnitud de contracción.

Nuestros resultados concuerdan con el concepto teórico: a mayor energía (intensidad de luz) mayor grado de conversión y por lo tanto mayor contracción, también se apegan a los conceptos de Suh et al, Kugel et al y Losche et al (34,38,39).

La hipótesis, fue confirmada.

CONCLUSIONES

La hipótesis se cumple ya que al variar el voltaje de la energía eléctrica que alimenta la lámpara para polimerizar la resina y modificar la distancia entre la punta de la lámpara y la superficie de resina a polimerizar, se provocan diferentes niveles de contracción por polimerización, en la ormocera.

Menores niveles de contracción en las restauración con resina significa menor estrés en la interfase diente-resina, por lo que se recomienda mantener nuestros equipos en el consultorio conectados a un regulador de voltaje, con el fin de protegerlos contra descargas eléctricas de la red y al mismo tiempo controlar las variaciones de voltaje en la lámpara, de esta forma se pueden controlar las variaciones en la contracción de nuestras restauraciones con resina.

Al fotopolimerizar las restauraciones con resina no debemos variar la distancia entre la punta emisora de luz de la lámpara y la superficie de la resina que estamos fotopolimerizando, para evitar las variaciones en su grado de contracción y por lo tanto sus propiedades físicas. Las variaciones en la distancia deben evitarse, tratando de mantener durante todo el proceso de fotopolimerización la mínima distancia posible entre la punta de la lámpara y la resina, así como el voltaje controlado.

El operador debe estar conciente que la alta intensidad lumínica, aumentará el grado de conversión, lo que produce restauraciones con propiedades superiores(34), pero al mismo tiempo aumenta su nivel de contracción, entonces el odontólogo debe poner en una balanza que es lo que le conviene. Nosotros recomendamos encontrar el justo medio.

REFERENCIAS

1. Roth, F. *Los Composites*. 1ª edición 1994. Editorial Masson, S.A. Barcelona, España.
2. Baum, L. *Tratado de Operatoria Dental* 3ª edición 1996. Editorial McGraw-Hill México.
3. Combe, E.C. *Materiales dentales*. 5ª edición 1990. Editorial Labor, S.A. Barcelona, España.
4. Anusavice, K. *La ciencia de los materiales dentales, de Phillips*. 10ª edición 1998 Editorial McGraw Hill México.
5. Manhart, J., Kunzelmann, K.H., Chen, H.Y., Hickel, R. *Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins*. Dental Materials 2000; 16: 33-40.
6. Barrancos, M. *Operatoria dental* 3ª edición 1999. Editorial Médica Panamericana. Buenos Aires, Argentina.
7. Liebenberg, W.H. *Direct Ceromers: assuring restorative integrity with selective application of two viscosities*. Signature 1997; 4(2): 14-21.
8. Zanghellini, G. *Restauraciones de cerómero y fibra reforzada con fibra: revisión técnica*. Signature 1997; 2(2): 1.

9. Zanghellini, G. *Fiber-reinforced framework and Ceromer restorations: a technical review*. Ivoclar AG, Schaan, Liechtenstein. Signature 1997; 4(1):1-5.
10. Dietschi, D. *Anatomical applications of a new direct Ceromer*. Signature 1997; 4(1): 8-11.
11. Watts, D.C., Al Hindi, A. *Intrinsic 'soft start' polymerization shrinkage-kinetics in an acrylate based resin-composite*. Dental Materials 1999; 15: 39-45.
12. Labella, R., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., Vanherle, G. *Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives*. Dental Materials 1999; 15:128-137.
13. Trushkowsky, D.R. *Ceramic Optimized Polymer: the next generation of esthetic restorations – part I*. Compendium Continue Education Dental 1997; 18(11): 1101–1110.
14. Touati, B., Miara P. *Un nuevo sistema Cerómero para restauraciones inlay/onlay*. Signature 1998; 3(1): 7-11.
15. Brosh, T., Ganor, Y., Belov, I., Pilo, R. *Analysis of strength properties of light-cured resin composites*. Dental Materials 1999; 15: 174-179.
16. Baraticiri, L.N. *Operatoria dental / procedimientos preventivos y restauradores*. 1ª edición 1993 Editorial Quintessence Sao Paulo, Brasil.

17. Park, S.H., Krejci, I., Lutz, F. *Consistency in the amount of linear polymerization shrinkage in syringe-type composites*. Dental Materials 1999; 15: 442-446.
18. Cook, W.D., Forrest, M., Goodwin, A.A. *A simple method for the measurement of polymerization shrinkage in dental composites*. Dental Materials 1999; 15: 447-449.
19. Meredith, N. *Determination of the elastic modulus of resin based material as a function of resonance frequency during polymerization*. Dental Materials 1999; 15: 98-104.
20. Halliday, D., Resnick, R., Krane, K. *Física*. 4ª reimpression 1997; 2: 117-126, 347, 331-332. Compañía Editorial Continental S.A. de C.V. México.
21. Alvarenga, A.B., Riveiro, D.M. *Física General* 3ª edición 1983; 748-750. Editorial Harla, México.
22. Anusavice, K.J., Söderholm and GroBmann, D.G. *Implications of amalgam and ceramic degradation in the oral environment*. M.R.S. Bulletin 1993; 64-72.
23. VOCO Research and Development. *Scientific Product Information: Admira®. The world's first ormocer-base filling system light-curing filling material and dentine-enamel bond*. 1999, Alemania.

24. Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., Anusavice, K. *New direct restorative materials*. FDI Commission Project. International Dental Journal 1988; 48(1): 3-16.
25. Wolter, H. *Bulk – ORMOCERs and ORMOCER composites*. Fraunhofer – Institut für Silicatiforschung (ISC) Annual Report. 1995, Alemania.
26. Wolter, H., Storch, W. *New organic-inorganic copolymers (ORMOCERs) for dental applications*. Materials Research Society Symposium Proceedings 1994; 346: 143-149.
27. Dall'Orologio. *Summarized report on a controlled clinical study comparing Definite to amalgam in Class I and II cavities*. Universitat Bologna, Institute of Dentistry, Interner Forschungsbericht, 1999.
28. Rosin, M. *Assessment of a new tooth-coloured filling material Degussa Ormocer for use in cavity classes I-V*. Clinical Expert Report. Universitat Greifswa, 1998.
29. Dennison, J.B., Yaman, P. *Effect of variable light intensity on composite shrinkage*. Journal Prosthetic Dental 2000; 84(5): 499–505.
30. Watts, D.C., Cash, A.J. *Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development*. Dental Materials 1991; 7:281–287.

31. Enciclopedia® Microsoft® Encarta 2001©. *Sistema Internacional de unidades*. Microsoft Corporation 1993-2000.
32. Enciclopedia® Microsoft® Encarta 2001©. *Unidades eléctricas*. Microsoft Corporation 1993-2000.
33. Enciclopedia® Microsoft® Encarta 2001©. *Medidores eléctricos*. Microsoft Corporation 1993-2000.
34. Suh, B.I., Cincione, F. *Reducing the Residual Strain in Composites With the Pulse-Delay Cure Technique*. Restorative Quarterly 1999; 3-6.
35. Trushkowsky, R.D. *Ceramic Optimized Polymer: The Next Generation of Esthetic Restorations – Part 1*. Staten Island, New York. Compendium 1997; 18 (11): 1101-1110.
36. Hannig, M., Bott, B. *In vitro pulp chamber rise during composite resin polymerization with various light-curing sources*. Dental Materials 1999; 15: 275-281.
37. Park, Y.J., Chae, K.H., Rawls, H.R. *Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins*. Dental Materials 1999; 15:120-127.

38. Kugel, G., Trushkowsky, R. *Optimizing Esthetics and Reducing Shrinkage Stress in Posterior Direct Composites*. Restorative Quarterly 1999; 7-10.
39. Losche, G.M., Roulet, J.M. *Marginal adaptation of class II composite fillings: Guided polymerization vs. reduced light intensity*. Journal Dental Res. 1998; 77: 639.
40. Bowen R.L. US Patent 3, 066, 112, 1962.