



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

VALORACION DEL ENCOGIMIENTO POR
FOTOPOLIMERIZACION DE 3 RESINAS COMERCIALES
USANDO UNA LAMPARA DE 600m W/cm²

T E S I S I N A
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:
CIRUJANA DENTISTA
P R E S E N T A :
MARCELA URIBE CORONA

DIRECTOR: DR. CARLOS ALVAREZ GARIBAYO

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Garibayo', written over a horizontal line.

MEXICO, D. F.

2002



**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

*A Dios N. S. Que me ha sabido guiar y nunca me
ha dejado sola;
Además ha puesto en mi camino a las personas
más maravillosas y a
quienes Amo.*

*Dedico éste trabajo a esa mujer de lucha y
entrega, que gracias
a su amor, apoyo, cuidados, a su cooperación y
sobre todo, por
su ejemplo como mujer y amiga. Porque sin ella
no habría sido
posible la culminación de esta etapa tan
importante de mi vida.
A ti **Madre** que has vivido conmigo paso a paso
cada momento,
aconsejándome y guiándome para superar todas
las dificultades
Gracias.*

Te Amo.

A mi Esposo.
Victor, te agradezco por tu tolerancia; porque
supiste comprender
mis momentos de angustia cuando sentí que no
podía resolver los
problemas y me hiciste sentir que jamás estuve
sola; siempre estuviste
allí en cualquier momento para darme tu amor,
fuerzas y tu apoyo. Gracias por
tu confianza y ánimo. Tú fuiste quien me motivó e
insistió para culminar
este trabajo.

Te Amo mi vida.

A mi Chiquita.

Nenita linda tu me has dado momentos muy hermosos y sin habértelo pedido. Agradezco todos los sacrificios a los que te has tenido que enfrentar, no ha sido fácil para ti a tu corta edad y lo valoro mucho hija. Eres y serás mi mayor motivación y te he prometido que yo siempre te voy a cuidar.

Te Amo Karen Victoria.

*A mis hermanos a quienes amo y me hacen
sentir con la confianza de que contaré con ellos.*

A Eduardo.

*Te doy las gracias por todo el apoyo que has sido
capaz de darme y por tu amor fraterno*

A Oliver.

*Con quien me siento obligada a ser un
ejemplo; gracias por ser
el hermano que eres.*

Sr. Miguel Ángel Ramírez L.

*Por su apoyo incondicional, la confianza
que en mí ha tenido*

*y la ayuda que me ha brindado
impulsándome en todo momento.*

*Siempre le estaré agradecida por
considerarme una hija más.*

Lo quiero mucho.

*Doctor Carlos Álvarez Gayosso.
Mi gratitud por su paciencia, comprensión y
disposición para
Enseñarme.*

INDICE

	Pág.
Introducción	1
1. Antecedentes	3
2. Diseño Experimental	9
Planteamiento del problema	9
Justificación.	10
Hipótesis.	11
Objetivos.	12
3. Metodología.	13
Material.	13
Equipo.	14
Preparación de Muestras.	15
Calibración del Instrumento	18
Ecuaciones.	21
4. Resultados.	22
5. Discusión de Resultados.	27
Conclusiones.	34
Referencias bibliográficas	36

INDICE DE TABLAS

Tabla. 4.1. Composición de Resinas Fluidas.	Pág. 22
Tabla. 4.2. Composición de Resinas Condensables.	22
Tabla. 4.3. Valores de Voltaje de salida.	23
Tabla. 4.4. Valores promedio de encogimiento.	26
Tabla. 5.1. Valores de encogimiento usando una lámpara de 400Mw/ cm ² .	33

INDICE DE FIGURAS Y GRÁFICAS

	Pág
Imagen. Conjunto Portaobjetos	15
Diagrama Esquemático de instrumento de medición.	16
Imagen del instrumento de medición	17
Gráfica Voltaje-tiempo.	19
Gráfica de encogimiento resinas fluidas.	20
Gráfica de encogimiento resinas Condensables.	21
Gráfica. Valores de Voltaje.	24
Gráfica de comportamiento típico de resinas fluidas.	25
Gráfica de comportamiento típico de resinas condensables.	25

INTRODUCCIÓN

La odontología estética ha adquirido un gran auge en los últimos años, porque las restauraciones directas de uso universal (cavidades clase I a clase V) tienen gran demanda en la práctica 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. Si bien las resinas compuestas han tenido un progreso notable, desde que en 1962 R. Bowen introdujera el BisGMA, aún persisten algunos problemas al utilizarlas como son:

- ✓ Contracción por polimerización
- ✓ Microfiltración
- ✓ Desgaste y
- ✓ Dificultades en el manejo clínico.

Parte de los anteriores problemas son ocasionados por la lámpara de fotopolimerización.

Las lámparas usadas para iniciar la polimerización generan luz que debe corresponder al espectro requerido por la resina usada y calor que no debe sobrepasar los límites tolerables por los tejidos afectados.

Se sabe que el calor generado por las lámparas puede provocar reacción pulpar o si la lámpara no está generando la energía suficiente, el endurecimiento de las resinas y adhesivos no se llevarán a cabo, redundando en problemas como la microfiltración o la percolación, pigmentación y reacción pulpar.

Existen registros sobre cómo es el comportamiento del encogimiento de resinas compuestas como son: Admira, Solitaire 2 y Filtek tanto en versión fluida como condensable, utilizando una lámpara que genera 400 mW/cm^2 .

Este estudio tiene como finalidad comparar los valores de encogimiento de las resinas mencionadas usando una lámpara que genera 600 mW/cm^2 .

1. ANTECEDENTES

El encogimiento por polimerización es una de las propiedades más críticas de los materiales estéticos de resinas como materiales de restauración. El grado de encogimiento ocurre durante la polimerización y los efectos adversos en la interfase entre la resina y el tejido dental, ocasionan problemas clínicos como dolor postoperatorio, fracturas de los dientes y la apertura en los márgenes de la restauración, provocando micro filtración de fluidos, huecos en los márgenes y caries recurrente.

La contracción por polimerización es una fuerza negativa dentro del procedimiento de adhesión diente-resina. principalmente en preparaciones extensas en donde la masa del material de resina que va a ser polimerizada tiene una mayor fuerza 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 significativa.⁽⁵⁾

La fuerza de contracción por polimerización varía considerablemente ya que 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.⁽⁵⁾

Estos factores son de gran importancia clínica ya sea de forma aislada o en conjunto, porque influyen de manera decisiva en la calidad de la polimerización y de la contracción de la resina.

El grado de encogimiento de las resinas da inicio en el momento de aplicar la luz de fotocurado en la cavidad, lo cual es un factor importante para determinar la longevidad de una restauración. Las resinas se contraen durante la polimerización,

porque las unidades monoméricas de los polímeros están localizados dentro de un enlace covalente a una distancia muy cercana una de la otra.⁽³⁾

La mayor parte del encogimiento se lleva a cabo al iniciar el estado plástico (antes del punto gel de polimerización), es decir, cuando aún está fluyendo.⁽³⁾

Si bien las resinas compuestas han tenido un progreso notable, desde que en 1962, R. Bowen introdujera el BisGMA (Bisglicidil metacrilato), aún persisten algunos problemas al utilizarlas, tales como:

- Contracción de polimerización
- Micro filtración
- Desgaste
- Dificultades en el manejo clínico

En la búsqueda de soluciones, en los últimos años se ha propuesto la utilización de las llamadas Resinas Condensables, las que han tenido como base un compuesto formado por una resina (BisGMA O UDMA, dimetacrilato de uretano) y un componente cerámico de relleno (ALUMINA Y BIOXIDO DE SILICIO) con una disposición estructural diferente a los rellenos de las resinas híbridas conocidas,⁽⁶⁾

El término Ormocera hace referencia a un nuevo material de obturación a partir de cerámica modificada orgánicamente (ORGANICALLY MODIFIED CERAMIC); mientras los materiales a partir de composite contienen una matriz inorgánica y partículas de relleno, teniendo desde sus orígenes la misma matriz basada en BisGMA, aquí se parte del sílice más 4 moléculas de oxígeno (Siloxano) y la sustitución del oxígeno por grupos orgánicos.

Con ello se consigue: mayor biocompatibilidad, al no tener monómeros libres; menor encogimiento de polimerización (1.88%), superior resistencia a la abrasión; mayor liberalización de ión flúor; más opacidad, mejor pulido y muy fácil de manipular.⁽⁶⁾

La primera ormocera fotocurable de consistencia fluida, es un material restaurativo que requiere poca preparación, fluye sellando fisuras. Admira flow es un material fluido. Es sumamente fluido al aplicarlo, pero no fluye cuando está en reposo. Este material es translúcido.⁽⁶⁾

La resina Filtek Z250 es una nueva opción de material restaurador fotopolimerizable, para dientes anteriores y posteriores. La matriz inorgánica 100% Zirconia/Silica garantiza resistencia para restauraciones de larga duración. Una matriz orgánica con propiedades físicas diferentes produce una reducida contracción de polimerización, menor tiempo de curado, excelente consistencia y la posibilidad de modelar y esculpir la restauración, obteniendo un excepcional resultado estético. Está indicada para trabajos donde se necesita de una resina con mayor fluidez. Posee en su composición un polímero dimetacrilato, que permite que la resina fluya durante la aplicación y deje de fluir cuando ya está colocada en la cavidad, evitando la acumulación de material en los ángulos de la cavidad. Presenta excelente resistencia al desgaste.

Su composición es:

- Matriz Orgánica: BISGMA, UDMA y BISEMA (Bisfenol de diéter dimetacrilato de polietilenglicol).
- Relleno inorgánico: zirconio/silice (68% en peso y 47% en volumen); tamaño medio de partículas 1.5 micras.⁽⁷⁾

Solitaire 2 de Kulzer. Es un polívidrio para obturaciones directas, radiopaco, fotopolimerizable y con liberación de fluoruro. Tiene un 75% de relleno en peso y

92% en volumen. Según la casa comercial, sus características principales son: ser condensable, no fluir, no adherirse, tener biocompatibilidad y resistencia.⁽⁷⁾

En 1975 apareció en el mercado dental la primer resina que utilizaba como iniciador de su polimerización un haz de energía.⁽⁴⁾

En este producto pionero se utilizaba la radiación de luz ultravioleta (UV), como medio iniciador. En este sistema se activaba un iniciador (éter alquilbenzoilo) presente en el material compuesto que una vez convertido en radical, activaba al peróxido. Esta energía entró en desuso por los riesgos implícitos en el uso de radiaciones ultravioletas sobre el paciente y el operador.⁽⁴⁾

Actualmente los llamados composite fotopolimerizables utilizan luz azul para iniciar la polimerización, activando al iniciador (canforoquinona) y éste a una amina terciaria.

En el espectro electromagnético esta luz se ubica en el intervalo de luz visible, una franja muy angosta en relación con las demás radiaciones. Si a esta franja de luz, la hacemos pasar a través de un prisma, se descompone en distintos colores empezando por el violeta (las ondas UV eran las que se usaban anteriormente), continuando con el azul, luego el verde, amarillo, naranja y finalmente el rojo en orden de mayor a menor longitud de onda y por lo mismo de cantidad de energía. Las longitudes de onda se miden en nanómetros y para la luz visible corresponde entre 370 y 760 nm.⁽⁴⁾

La luz azul aprovechable para la polimerización de los materiales fotopolimerizables está entre 460 y 530 nm.

Para medir la intensidad de energía generada se utiliza un radiómetro de calor el cual está indicado para todas las lámparas; es sensible al rango de luz de 520 a 1,100 nm y determina si la lámpara está produciendo la energía necesaria. La energía generada en forma de luz y de calor, se expresa en miliwatts sobre centímetro cuadrado (mW/cm²).⁽⁴⁾

Una lectura inferior a 50 mW/cm^2 indica que la luz no produce excesivo calor y puede ser usada normalmente. Por el contrario, una lectura superior a 50 mW/cm^2 indica que se está produciendo calor excesivo que puede provocar sensibilidad pulpar.

Algunas lámparas registran un adecuado valor de intensidad pero generan un calor superior al necesario; esto subraya la importancia de valorar por separado el calor y la intensidad. Si existe demasiada intensidad, se puede generar mucho calor; por el contrario, aunque haya mucho calor, no siempre se genera la intensidad necesaria para la polimerización.⁽⁴⁾

Si existe demasiada intensidad, se puede generar mucho calor; por el contrario, aunque haya mucho calor, no siempre se genera la intensidad necesaria para la polimerización.⁽⁴⁾

Las lámparas de fotopolimerización son de luz halógena y emiten en una longitud de onda comprendida entre 350 y 550 nm.(2). La fuente de luz es un bulbo halógeno de tungsteno que genera luz blanca que al pasar a través de un filtro bloquea las distintas longitudes de onda no necesarias para la polimerización dejando pasar el intervalo correspondiente a la luz azul que es la luz empleada por los materiales fotocurables.⁽⁴⁾

TÍTULO DEL TRABAJO

**VALORACIÓN DEL ENCOGIMIENTO POR FOTOPOLIMERIZACIÓN
DE TRES RESINAS COMERCIALES USANDO UNA LÁMPARA DE
600 mW/cm²**

DISEÑO EXPERIMENTAL

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La intensidad de la luz visible es un factor crítico ya que genera calor que puede llegar a dañar al tejido pulpar y a provocar que la reacción de polimerización se lleve a cabo rápidamente originando problemas clínicos como hipersensibilidad pulpar, microfiltración, percolación y contracción por mencionar algunas.

JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

En el mercado existen diferentes marcas de lámparas con diferentes grados de intensidad de luz produciendo diferentes calidades de polímeros repercutiendo en los resultados de las restauraciones. Por lo que se justifica determinar el grado de encogimiento de resinas fotopolimerizables utilizando una lámpara de alta intensidad (600 mW/cm^2) para comparar el grado de encogimiento de las mismas resinas pero usando una intensidad media (400 mW/cm^2).

HIPÓTESIS

Este estudio se orientará a presentar el comportamiento del encogimiento por fotopolimerización que incluye el cálculo del encogimiento de tres resinas fluidas y tres resinas condensables usando una intensidad de 600 mW/cm^2 .

Las hipótesis que se manejarán son:

- El encogimiento en las resinas fluidas será mayor que en las resinas condensables**
- El encogimiento usando alta intensidad será menor que cuando es usada una intensidad media.**

OBJETIVO GENERAL

Cuantificar el comportamiento del encogimiento por fotopolimerización usando una lámpara que genera gran cantidad de calor a través de una intensidad de luz de 600 mW/cm^2 .

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Foto polimerizar resina fluidas de tres casas comerciales diferentes para medir su encogimiento.
- Foto polimerizar resinas condensables de tres casas comerciales diferentes para medir su encogimiento.
- Comparar los valores de encogimiento de las resinas fotopolimerizadas usando una intensidad de 600 mW/cm^2 , con valores de resinas fotopolimerizables que fueron irradiadas con una luz de 400 mW/cm^2

METODOLOGÍA

Este estudio se orientó a presentar el comportamiento de la contracción de polimerización de 3 resinas comerciales curadas con una lámpara de luz visible de alta intensidad (600 mW/ cm²).

Material y equipo para contracción por fotopolimerización.

MATERIAL

6 Resinas de restauración divididas en dos grupos: fluidas y condensables.

Fluidas :

- ✓ Flow Line (Heracus Kulzer, lote 70023, fecha de caducidad mayo de 2004, Germany)
- ✓ Filtek Flow (3M, lote 1CC, fecha de caducidad abril de 2004, USA)
- ✓ Admira Flow (Voco, lote 19892, fecha de caducidad mayo de 2004, Germany)

Condensables:

- ✓ Solitaire 2 (Heracus Kulzer, lote 200227, fecha de caducidad octubre de 2005, Germany)
- ✓ Filtek Z250 (3M, lote 1KH, fecha de caducidad abril de 2004, USA)
- ✓ Admira (Voco, lote sin número, fecha de caducidad noviembre de 2003, Germany)

EQUIPO

- ✓ Transductor de desplazamiento LVDT de -5000 a $+5000$ mV (tipo GTX2500/89, Wolverhampton, UK)
- ✓ Radiómetro (Curing model 100, Demetron Research Corp., Danbury, CT, USA)
- ✓ Computadora personal con hoja de cálculo Excel 97.
- ✓ Programa de adquisición de datos PICOLOG ADC-16 (Pico Technology Ltd, Hardwick, Cambridge, UK).
- ✓ Micrómetro digital de 0 a 25 mm con precisión de $1\mu\text{m}$. (Mitutoyo, Tokio, Japón).
- ✓ Lámpara para fotopolimerización Degulux, con punta de fibra óptica (Degussa, Germany).
- ✓ Lentes de protección Ultraspec Uvex.
- ✓ Regulador de voltaje Microvolt 1000 (ISB Sola Basic, México, D. F.)
- ✓ Balanza analítica de 0 a 200 g con precisión de 1 mg (OHAUS modelo GA2000, México D. F.).
- ✓ Anillo de bronce, con diámetro externo de 21.59 mm, diámetro interno de 19.87 mm y altura de 1.24 mm.
- ✓ Vidrio portaobjetos de 75 mm x 25 mm x 1 mm.
- ✓ Vidrio cubreobjetos de 22 mm x 22 mm x 0.13 mm.
- ✓ Espátula para cementos.
- ✓ Soporte universal.
- ✓ Pinzas para soporte.
- ✓ Caja plástica con filtro protector de muestras (3M, USA)
- ✓ Desarmador.

Preparación de muestras.

El material sin polimerizar fue obtenido de jeringas; éste fue pesado y colocado en la caja con filtro protector para evitar que la luz ambiental iniciara la polimerización. Para cubrir totalmente el diámetro de 8 mm de la punta de la fibra óptica que está conectada a la lámpara de polimerización, se usaron 0.13 ± 0.01 g de la resina de restauración de tal manera que la fotopolimerización se realizó en una sola intención. La muestra se colocó con ayuda de una espátula en el centro del anillo de bronce; éste 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 logrando con esto que todas las muestras tuvieran un espesor constante de 1.24 mm.

El conjunto portaobjetos-muestra-cubreobjetos se instaló sobre la base del instrumento de medición como se aprecia en las Figura 3.1.

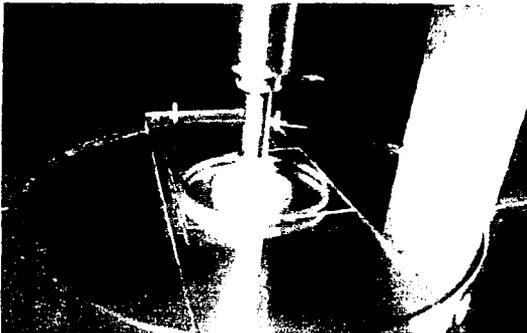


Figura 3.1 Vista superior de la base del instrumento de medición donde se observa el conjunto portaobjetos-muestra-cubreobjetos.

Cada muestra fué irradiada conforme las instrucciones del fabricante desde la parte inferior de la base del instrumento a través del portaobjetos. Transcurrido el tiempo de irradiación se apagó la lámpara y se dejó que la polimerización continuara. El programa de adquisición de datos PICOLOG registró los cambios de voltaje medidos por el transductor desde el inicio de la irradiación de luz y durante todo el transcurso que duró la prueba (600 s).

Las Figuras 3.2 y 3.3 muestran el arreglo esquemático del ensaye.

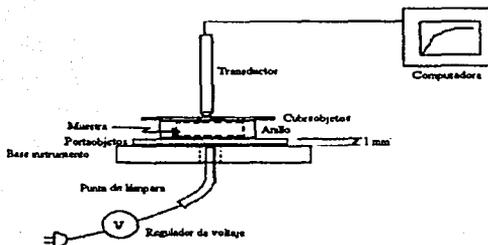


Figura 3.2 Diagrama esquemático de la medición de contracción

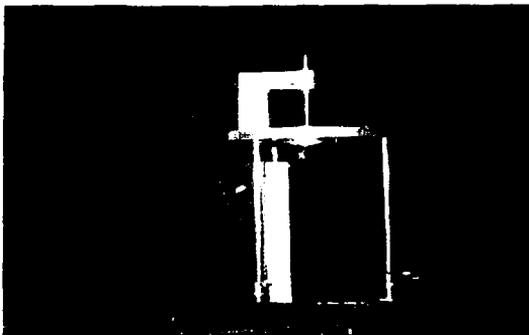


Figura 3.3. Foto del instrumento de medición de contracción por polimerización.

Las determinaciones para cada prueba se hicieron a $20 \pm 1^\circ \text{C}$ y $70 \pm 5\%$ de humedad relativa.

Para medir la intensidad de la luz de la lámpara se utilizó un radiómetro de intensidad marca Demetron, que fue diseñado para medir la energía generada para polimerizar. Las lecturas de intensidad superiores a 300 mW/cm^2 tienen la capacidad para polimerizar el material en capas.

Calibración del instrumento.

Antes de dar inicio al registro de los valores de contracción de las muestras, se calibró el transductor. El instrumento de medición de contracción fue calibrado bajo el siguiente procedimiento:

La punta del transductor se colocó sobre la armadura de un micrómetro digital que a su vez estaba sujeto a un soporte universal. La lectura en la carátula del micrómetro no necesariamente debe ser cero puede ser cualquier valor dentro de su intervalo de medición (0-25 mm). Este valor fue asignado como L_0 . El programa de captura de datos PicoLog mostró un voltaje de salida y se le designó como V_0 . A continuación se desplazó la armadura haciendo girar su perilla hasta el valor que se desee y se le designó como L_1 ; el voltaje capturado por el programa fue V_1 . Este procedimiento se hizo 10 veces para obtener una línea recta confiable.

Se recomienda hacer la calibración entre 0 y 1000 mV, que es la región lineal de la senoide que representa la corriente alterna para el transductor, ya que su nivel de operación es entre 5000 y -5000 mV.

Los diferentes valores de voltaje de salida del transductor-desplazamiento de la armadura del micrómetro fueron graficados. Figura 3.4. Se obtuvo una línea recta. La pendiente de esa línea recta representa la relación entre el voltaje y el desplazamiento del transductor y que denominamos como factor de calibración K .

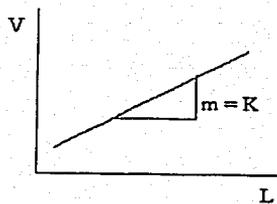


Figura 3.4. Gráfica voltaje de salida del transductor-desplazamiento de la armadura del micrómetro para obtener la constante de calibración K.

Cálculo del encogimiento.

Algunas 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 registró con el transductor LVDT durante todo el tiempo que duró la prueba (600 s). Se hicieron lecturas de flexión a cada segundo. La Figura 3.5 presenta el gráfico que se obtiene.

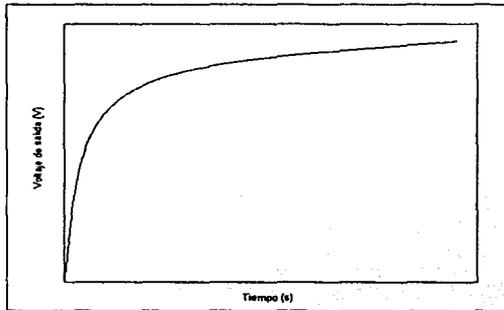


Figura 3.5. Grafica voltaje de transductor - tiempo obtenido por PicoLog.

La contracción (ΔL) está definida como el cambio de dimensiones de la muestra:

$$\Delta L = L_0 - L_t \quad (5.1)$$

donde:

L_0 es la longitud inicial al tiempo $t = 0$

L_t es la longitud que ha disminuido la muestra medida a un tiempo t .

La longitud L_t fue calculada en función del tiempo y de la constante de calibración K usando la ecuación 5.2.

$$L_t = \frac{V_t}{K} \quad (5.2)$$

donde:

V_t es el voltaje de salida del transductor al tiempo t

K es el factor de calibración voltaje-desplazamiento

Para calcular el porcentaje de encogimiento (S) se empleó la siguiente expresión:

$$S = \frac{100\Delta L}{L_0} \quad (5.3)$$

La Figura 3.6 representa el comportamiento típico del encogimiento-tiempo.

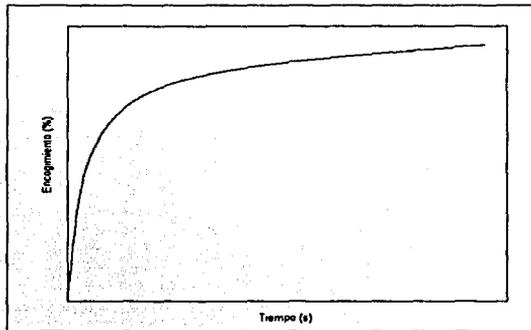


Figura 3.6. Gráfico del encogimiento del material compuesto en función del tiempo.

4.RESULTADOS

En la búsqueda bibliográfica de las resinas empleadas se obtuvo la composición de acuerdo a la información de los fabricantes. Los resultados se muestran en las Tablas 4.1 y 4.2.

Tabla 4.1 Composición de las resinas fluidas.

COMPOSICIÓN	ADMIRA FLOW	FLOW LINE	FILTEK FLOW
Fase orgánica	BisGMA	TEGDMA	Bis-GMA, TEGDMA
Fase inorgánica	Dióxido de silicio	No proporcionado	Dióxido de silicio y vidrio de zirconio
% en peso.	64%	60%	68%

Tabla 4.2 Composición de las resinas condensables.

COMPOSICIÓN	ADMIRA	SOLITAIRE 2	FILTEK Z250
Fase orgánica	Bis-GMA	BisGMA,UDMA,TEGDMA Monómeros bi y tetrafuncionales	BisGMA, UDMA, BisEMA
Fase inorgánica	Dióxido de silicio y vidrio	Dióxido de silicio Vidrio de Bario	Dióxido de silicio, zirconio, sílice.
% en peso	No proporcionado	75%	79%

La Tabla 4.3 presenta los valores de voltaje de salida del transductor y los desplazamientos de la armadura del micrómetro para obtener la constante de calibración K.

Tabla 4.3 Valores de voltaje de salida del transductor con respecto al desplazamiento de la armadura del micrómetro para obtener la constante de calibración K.

Desplazamiento armadura	Voltaje de salida
mm	mV
0.013	482.875
0.018	577.205
0.030	779.325
0.043	1021.87
0.051	1156.62
0.056	1237.46
0.067	1422.64

La Figura 4.1 representa los valores tabulados de la Tabla 4.3 y cuya pendiente tiene un valor 17457.85 mV/mm con un coeficiente de regresión lineal de 0.9998 que al convertirla a micras resulta con un valor de 17.46 mV/ μm . Este representa el factor de calibración K de la ecuación 5.2 el cual fue usado para calcular la contracción.

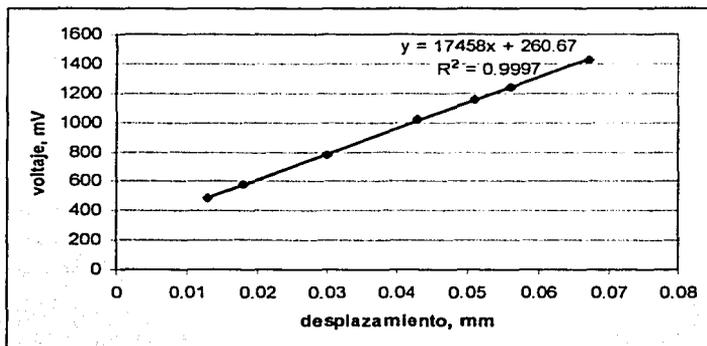


Figura 4.1. Valores graficados de desplazamiento de la armadura del micrómetro y del voltaje de salida del transductor.

Una vez preparadas las muestras se procedió a efectuar la polimerización y a obtener los cálculos respectivos que son presentados en las siguientes tablas. La ecuación 5.3 calculó los valores del encogimiento. Los resultados están en la Tabla 6.4. Valores promedio y sus desviaciones estándar son reportados.

Las Figuras 4.2 y 4.3 muestran el comportamiento típico de las resinas para restauración. La primera representa a Flow Line que pertenece al grupo de resinas fluidas, la segunda a Admira que es una resina condensable.

File: A:\FLOWS.TXT 05/09/2002 02:14:54 p.m.

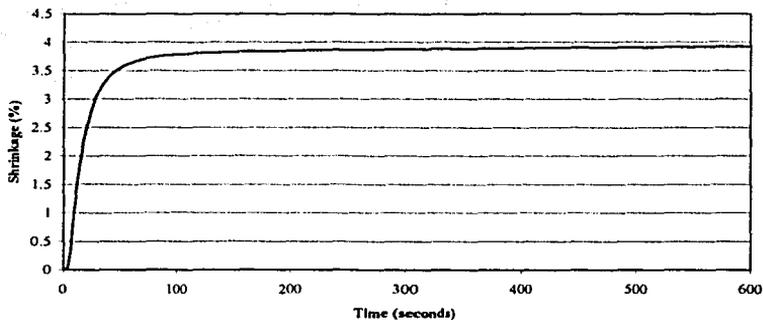


Figura 4.2. Comportamiento típico de una resina fluida conforme se polimeriza.

File: A:\ADMIRA3.TXT 05/09/2002 02:05:52 p.m.

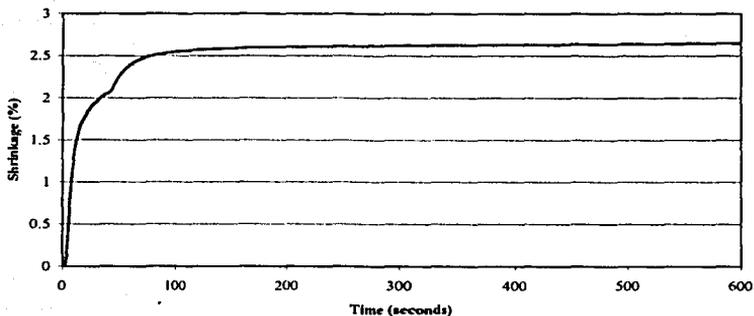


Figura 4.3. Comportamiento típico de una resina condensable conforme se polimeriza.

Tabla 4.4. Valores promedio de encogimiento por grupo de resinas para restauración. Entre paréntesis se presentan las desviaciones estándar de cada resina. El tiempo reportado es el tiempo de la luz determinado por el fabricante.

FLUIDAS			CONDENSABLES		
Encogimiento, %					
Admira Flow	Flow Line	Filtek Z250	Admira	Solitaire 2	Z250
40 s	20 s	20 s	40 s	40 s	20 s
4.40 (0.24)	3.92 (0.04)	3.63 (0.18)	2.71 (0.15)	3.30 (0.09)	1.79 (0.09)

5. DISCUSIÓN

La contracción de polimerización se produce en todos los composites. A lo largo de la polimerización, las moléculas del monómero que hasta ese momento permanecían equidistantes a 4 nm (distancia de van der Waals), se redistribuyen en el espacio. Después de la polimerización, estas distancias quedan reducidas a la distancia del enlace covalente que es 3 veces menor. Esta disminución de la distancia interatómica se traduce en una contracción que será mayor cuanto mayor sea el volumen de la resina. Una contracción importante determina la aparición de fracturas cohesivas, en el seno del material, la formación de fisuras marginales, la alteración del enlace matriz-relleno y la disminución de la resistencia del material. ⁽¹⁾

Cabe aclarar que existe una diferencia entre los conceptos de contracción y encogimiento empleados en este estudio. La contracción es definida como el cambio en longitud por la transformación de enlaces dobles en enlaces sencillos ya que los primeros son de mayor longitud que los enlaces sencillos. El concepto encogimiento se define como la relación matemática entre la contracción y la longitud inicial la cual puede ser expresada en valores porcentuales.

Uno de los principales problemas que pudieran presentarse en la clínica, sería: la sensibilidad postoperatoria. Se sabe que al polimerizar ,es decir, al transformar dobles enlaces sencillos, los primeros tiene una longitud mayor que los enlaces sencillos. Al disminuir la longitud total de la molécula polimerizada, ésta tiende a jalar hacia el centro a toda su masa creando con esto fuerzas de tipo traccional que se traduce en molestias hacia el paciente lo cual explica el cuadro de sensibilidad (5)

Muchos métodos se han usado para medir el encogimiento de polimerización, tales como la deflexión (Suluman, Boyer & Lakes, 1993, Suliman, Boyer & Lakes, 1994); con un dilatómetro (Kullman, 1989; Bausch & otros, 1982; Penn, 1986); y midiendo la densidad relativa (Puckett & Smith 1992); Aw & Nicholls (1997) describieron un método usando medidas ópticas de encogimiento lineal que no interferían con la deformación física. Los valores de encogimiento lineal son comparables con los valores encontrados al usar un dilatómetro de mercurio.

Sugirieron Tyas, Jones & Reskalla en 1998 que al aumentar el contenido de relleno de una resina puede reducirse la cantidad de encogimiento. Resultados de algunos estudios han revelado que las resinas con alto contenido de relleno son más viscosas y, por lo tanto más fácil de condensar y de que permanezcan en su lugar. ⁽⁸⁾

El contenido de relleno, el tamaño de las partículas y la distribución de las mismas fueron obtenidas porque influyeron de forma importante sobre las propiedades físicas y mecánicas de las resinas compuestas. Se ha demostrado que la fracción volumétrica del relleno y la cantidad del mismo se relacionan con la resistencia del material y con su módulo elástico. ⁽⁹⁾

Las fracturas dentro del cuerpo de las restauraciones y los márgenes se han citado como un problema importante con respecto al fracaso de los composites para posteriores. La fractura relacionó propiedades de los materiales como la resistencia a la fractura, elasticidad y la degradación marginal del material bajo esfuerzos usualmente evaluados con el cálculo de los parámetros de la resistencia flexural y el módulo flexural así como con el fenómeno de la contracción por polimerización.

Las resinas condensables algunas veces también llamadas empacables, se introdujeron en el mercado con grandes expectativas como una alternativa de la amalgama. Estas se caracterizan por tener un alto contenido de relleno y una distribución de éste que le confiere una consistencia diferente comparada con los compuestos híbridos.

Los composite condensables se crearon para ser usados en restauraciones posteriores clase II, con mejores propiedades de manipulación, con una técnica de aplicación similar a la manipulación de la amalgama; y pueden usarse en vez de éstas. Sin embargo en los pasados 30 años, no ha habido cambios fundamentales en los sistemas de monómeros, desde la introducción de los dimetacrilatos, en la forma de BisGMA creada por Bowen en 1962 .

En 1998 salió al mercado el primer material restaurativo fundamentado en la tecnología de la ormocera (Definite, Degussa AG, Hannau, Alemania). Alcoxilanos de tioétermetacrilato y uretano multifuncional como precursores sol-gel, fueron desarrollados para la síntesis de copolímeros inorgánicos - orgánicos para ser usados en la ormocera como materiales dentales restaurativos. Después de la incorporación de las partículas de relleno, las ormoceras pueden ser manipulados por el dentista como los compuestos híbridos. Ormoceras (acrónimo para cerámicas orgánicamente modificadas) son caracterizadas por este novedoso copolímero inorgánico - orgánico en su fórmula lo que permite la modificación de parámetros mecánicos en una amplia gama.⁽⁶⁾

La forma preferente para curar las resinas, es la fotopolimerización. Idealmente, la restauración dental de resina puede convertir todo su monómero en polímero durante la reacción de polimerización.

Sin embargo, todos los monómeros de dimetacrilatos exhiben instauraciones residuales en el producto final, con un grado de conversión que va desde 55 a 75% bajo condiciones de irradiación convencionales. Se ha mostrado que curando con luz de alta intensidad, las propiedades físicas y mecánicas pueden incrementarse. Por lo tanto, la tendencia en el desarrollo de la luz de curado ha sido incrementar la intensidad de la luz. ⁽¹⁰⁾ El grado de conversión es un factor clínico importante en el encogimiento por polimerización. Un alto grado de conversión generalmente está asociado con un alto encogimiento y se estableció una relación lineal entre el encogimiento de polimerización y la intensidad de la luz. Esta influencia negativa de la alta intensidad de la luz sobre el encogimiento requiere de una investigación más profunda ya que esta relación es ignorada y unidades de curado con luz visible con alta intensidad son ampliamente recomendadas. No obstante, algunos estudios han demostrado los aspectos benéficos de la baja intensidad en el adaptación marginal y en la integridad de la interfase restauración - cavidad.

Es un hecho conocido que un polímero tendrá mejor comportamiento entre mas grande sea el número de meros incorporados ala 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 este momento que todo proceso de polimerización se acompaña de contracción volumétrica; de loa anterior se deduce como una ventaja del alto grado de conversión: altas propiedades, lo que se traduce en una desventaja: mayor nivel de contracción. ⁽⁵⁾

En nuestro estudio evaluamos los niveles de contracción de una ormocera con 2 resinas compuestas fluidas y condensables.

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.^(11,12,13)

En este estudio se encontró que las resinas fluidas en términos generales presentaron mayor encogimiento que las resinas condensables. Estos valores son congruentes con la literatura revisada en el sentido de que al disminuir el contenido de material de relleno, la contracción es mayor como lo comentan Aw⁽⁸⁾ y Manhart⁽⁹⁾ en sus publicaciones.

Al comparar los valores de encogimiento de las tres resinas fluidas, se observó que la resina de Voco (Admira Flow) tiene el mayor valor de las tres y Z250 Flow el menor. Estos resultados se pueden explicar en función de la composición de cada resina. Admira Flow según información del fabricante, tiene únicamente BisGMA en su fase orgánica; Solitaire Flow reporta que contiene una mezcla de metacrilatos y TEGDMA (trietilenglicol dimetacrilato); mientras que la matriz orgánica de Z250 Flow está compuesta por una mezcla de BisGMA y TEGDMA.

Usando esta información se espera que Admira Flow tenga la menor contracción ya que únicamente consta de un monómero es decir, el contenido de dobles enlaces es menor en comparación con las otras dos resinas. Sin embargo, su valor de encogimiento (4.40%) no lo indica; esto hace inferir que no únicamente tiene BisGMA; lo más probable es que tenga otro u otros diacrilatos en su matriz orgánica.

Al comparar los valores del encogimiento de las tres resinas condensables, tenemos que Solitaire 2 tiene el valor más alto de encogimiento (3.30%), éste material se compone de BisGMA, UDMA, TEGDMA Y Monómeros bi y tetrafuncionales y su contenido en peso de la fase inorgánica es de 75%.

De Admira la única información obtenida es que contiene BisGMA y no se proporcionó el porcentaje en peso de su fase inorgánica, por lo tanto no podemos compararlo con las otras dos resinas condensables.

De Z250 tenemos que en su composición contiene Bisgma, UDMA Y Bis EMA y un 79% en peso de su contenido inorgánico: lo cual lo hace un material que no fluye. Esta registró el menor porcentaje de encogimiento en relación a las otras dos resinas (1.79%), ya que contiene aproximadamente un 21% de resina en comparación con el 25% de Solitaire 2 además de la gran diferencia en la fase orgánica,

Una de las hipótesis que este estudio quiere comprobar es que el encogimiento usando alta intensidad de luz, será menor que cuando es usada una intensidad menor.

En el laboratorio de investigación de materiales dentales se han encontrado valores de encogimiento usando una intensidad de 400mW/cm^2 , de dos materiales usados en este trabajo en sus formas fluidas y condensables: Solitaires 2 y z 250. En la tabla 5.1 se muestran los valores promedio:

FLUIDAS		CONDENSABLES	
ENCOGIMIENTO %			
Flow Line	Filtek Flow	Solitaire 2	Filtek Z250
20 S	20 S	40 S	20 S
3.72	3.50	3.07	1.73

Tabla 5.1 Valores de encogimiento con una lámpara de 400 mW/cm².

Al comparara los valores dela tabla 4.4 con los valores de la tabla 5.1, se observa que al fotopolimerizar con una intensidad de 400 mW/cm², el encogimiento es menor independiewntementye de sis son fluidas o condensables. Estos resultados son congruentes con lo publicado por Silikas ⁽¹⁰⁾ y por Carpio⁽⁵⁾. Con estos resultados nuestra segunda hipótesis no se cumple.

CONCLUSIONES

Nuestra hipótesis fue presentar el comportamiento del encogimiento por fotopolimerización de 3 resinas fluidas y 3 resinas condensables utilizando una intensidad de 600 mW/cm^2 , en donde el encogimiento en las resinas fluidas se espera que sea mayor que en las resinas condensables.

La primera hipótesis se cumplió ya que los valores de encogimiento de las resinas fluidas fueron mayores que los valores de las condensables.

La segunda hipótesis planteada en este trabajo fue que el encogimiento usando una lámpara de alta intensidad (600 mW/cm^2) sería menor que cuando es usada una intensidad media (400 mW/cm^2).

La segunda hipótesis no se cumplió ya que al incrementar la intensidad de luz de fotopolimerización, los materiales curados con alta intensidad registraron un aumento en sus valores de contracción y por consiguiente en el encogimiento al compararlos con las resinas que recibieron menor intensidad de luz.

Cabe mencionar que el calor generado por la lámpara también es mayor en relación con la intensidad ya que a mayor intensidad, el calor generado es significativamente mayor lo cual puede ocasionar problemas de sensibilidad pulpar en los dientes así como variar sus propiedades por mencionar algunos.

Otra conclusión que se obtuvo de este trabajo fue que al aumentar los valores de contracción, el encogimiento también aumentó; pero con diferencias numéricas y esto tiene correlación con la composición orgánica, y con el peso y el tipo de relleno de los materiales compuestos, lo cual, definitivamente será determinante en el grado de contracción y del encogimiento.

Debido al incremento del encogimiento usando una lámpara de alta intensidad en éstos materiales, podemos esperar que las restauraciones colocadas tendrán un promedio de vida corto ya que la posibilidad de que se presenten problemas de fracturas de la restauración, que no haya un buen sellado en los márgenes de la misma provocando microfiltración y posteriormente caries recurrente, es mayor que si se emplea una lámpara de menor intensidad.

REFERENCIAS

1. Anusavice, K. La Ciencia de los materiales dentales, de Phillips. 10ª edición 1998 Editorial McGraw-Hill. México.
2. Roth, F. Los Composites. Primera edición 1994. Editorial Masson, S.A.. Barcelona. España.
3. H.Y. Chen, J. Manhart, R. Hickel, K.-H. Kunzelmann Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. Dental Materials 2001; 17:253- 259.
4. C.D.M.O. Morales Zavala Carlos Alberto, D.C.C. Barceló Santana Federico H. ¿Está descuidada su lámpara de fotopolimerizar?. Práctica Odontológica Vol. 22. 2001 No. 8 p.p 33-37.
5. Carpio Morales Anel J. Tesis influencia de modificaciones de voltaje y distancia punta-resina en los niveles de contracción de una ormocera. México 2001.
6. Voco. Research and Development. Cientific SC. Product information: Admira R, The world's first Ormocer-Base filling system light-cured filling Material And Dentine- Enamel Bond. 1999, Alemania.
7. Internet. www.3M.
8. T C Aw J I Nicholls. Polymerization shrinkage of densely-filled resin composites. Operative Dentistry, 2001, 26, 498-504.

9. J. Manhart, K.-H.Kunzelmann, H.Y. Chen, R. Hickel. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. Dental Materials, 2000, 16,33-40.
10. N. Silikas, G.Eliades, D. C. Watts. Light Intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. Dental Materials 2000, 16, 292-296.
11. Suh, B. I. ,Cincione, F. Reducing the residual strain in composites with the pulse-delay cure technique.Restorative Quarterly 1999; 3-6.
12. Kugel, G. Trushkowsky, R. Optimizing sthetics and reducing shrinkage stress in posterior direct composites. Restorative Quarterly 1999;7-10.
13. Losche, G. M. ,Roulet,J. M. Marginal adaptation of class II composite fillings:Guided polimerization vs. reduced light intensity. Journal Dental. Res.1998; 77:639.