



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**CONTRACCIÓN Y COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE
DOS IONÓMEROS DE VIDRIO FOTOPOLIMERIZABLES A
TRES DIFERENTES DISTANCIAS Y VOLTAJES**

T E S I S A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A :

JOSÉ LUIS MENDIETA BARRERA

DIRECTOR: DR. CARLOS ÁLVAREZ GAYOSSO

México

2002.





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 mis Padres:

Que con su maravilloso esfuerzo y dedicación forjaron en mí una persona de bien. Gracias a ustedes soy un hombre de lucha y entrega, que no descanso hasta alcanzar mis metas trazadas por muy difíciles que parezcan.

A ti Mamá te agradezco toda tu atención y tu empeño por formarme como ser humano.

A ti Papá te agradezco todos tus consejos y tu paciencia para ser en mí una persona responsable.

A ustedes que me mostraron los valores de la vida, que llevo implícitos en mi naturaleza humana y que sólo basto unas cuantas palabras tuyas para saber que existían en mí, ahora me toca devolverles un poco de lo que me dieron, que es ver terminada la carrera profesional por que también es su carrera.

Los quiero mucho y los amo con toda mi vida

In memoriam:

**El Señor Guillermo Eloy Barrera Zacarías (Mi tío Memo) y la Señora
Margarita Villafaña Rodríguez (Mi abuelita)**

**Quienes también formaron una parte importante de mi vida, les dedico este
trabajo como un homenaje y que donde quiera que estén y me vean, sepan
que los extraño mucho.**

Con amor

A mis hermanos: Leticia Mendieta Barrera

Francisco Mendieta Barrera

José Jacobo Mendieta Barrera

Y

A mis sobrinos: Luis Eduardo

Eloy Ulises

Guillermo

Carmen Berenice

Que me motivan a ser luchando en los momentos que me siento derrotado

A las familias:

Barrera Zacarías

Mendieta Zacarías

Roberto Espinoza

Que también contribuyeron de forma directa a ser lo que ahora soy y que se los dedico con cariño y agradecimiento

A la UNAM:

Que es fuente de sabiduría para los estudiantes que en ella se forman. A la que defenderé a capa y espada, a la que dedico mi trabajo como una gratitud por todo lo que ha dado.

A la Facultad de Odontología:

Que me ha capacitado para poder aplicar los conocimientos adquiridos en el mejor de los casos hacia la gente que en algún momento lo requiera

A mis Profesores:

Que fueron parte de mi formación profesional, desde el preescolar hasta el Seminario de Titulación de Licenciatura de Materiales Dentales, les dedico este esfuerzo

A mi Asesor:

Dr. Carlos Álvarez Gayosso

Por dedicarme su valioso tiempo y conocimiento, por ser una persona amable hacia mi persona

Agradezco el apoyo a 3M por brindarme el material (Vitremmer) utilizado en el presente trabajo, especialmente Dra. Sayda Quireza Maldonado y al Ing. Mario Hernández

ÍNDICE

	Pág.
Introducción	1
Antecedentes	2
Diseño Experimental	
Planteamiento del problema	7
Justificación	8
Hipótesis	9
Objetivos	
Objetivo General	10
Objetivos Específicos	10
Metodología	11
Material y equipo para contracción	11
Material y equipo para resistencia a la compresión	22
Resultados	27

Discusión de Resultados	33
Conclusiones	36
Bibliografía	38

ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Voltaje y distancias lámpara-ionómero de vidrio usados	14
Tabla 2. Relación entre la intensidad del radiómetro y el voltaje	16
Tabla 3. Valores promedio de encogimiento por polimerización a diferentes distancias punta-ionómero de vidrio y voltaje de la lámpara	30
Tabla 4. Valores promedio de la resistencia a la compresión a diferentes distancias punta-ionómero de vidrio y voltaje de la lámpara	30

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Fig. 1 Diagrama esquemático del instrumento de medición de contracción por polimerización	15
Fig. 2 Representación gráfica de una senoide	18
Figura 3. Gráfica Voltaje de transductor-tiempo	20
Figura 4. Gráfica de encogimiento de polimerización-tiempo	21
Figura 5. Gráfica voltaje-tiempo típica de Fuji	28
Figura 6. Gráfico encogimiento-tiempo típico de los ionómeros ensayados	29
Figura 7. Encogimiento –distancia de Fuji II LC a diferentes voltajes	31
Figura 8. Encogimiento –distancia de Vitremer a diferentes voltajes	31
Figura 9. Resistencia compresiva distancia de Fuji II LC a diferentes voltajes	32
Figura 10. Resistencia compresiva distancia de Vitremer a diferentes voltajes	32

INTRODUCCIÓN

Los cementos de ionómero de vidrio tienen amplio uso en odontología ya que exhiben muchas ventajas comparados con los demás materiales dentales, entre las que se incluyen una buena adhesión al esmalte y dentina, buena estética y una liberación prolongada de iones fluoruro.

Desafortunadamente, los cementos de ionómero de vidrio muestran una reacción prolongada al fraguado y una tardía ganancia de resistencia, son sensibles a la contaminación inicial por la humedad y presentan una deshidratación tardía.

El reciente desarrollo del fotocurado en el sistema del ionómero de vidrio puede acelerar la reacción. Este sistema incrementa la resistencia inicial y la dureza del cemento, y disminuye la sensibilidad de la contaminación por humedad y la deshidratación asegurando las propiedades óptimas para su uso en ortodoncia como agente cementante.

Al fotopolimerizar las restauraciones con ionómero de vidrio modificado no debemos variar la distancia entre la punta emisora de la luz de la lámpara y la superficie del ionómero de vidrio que se está fotopolimerizando, para evitar las variaciones en su grado de contracción y sus propiedades mecánicas.

El odontólogo debe estar consciente que la alta intensidad lumínica aumentará el grado de conversión, lo que produce restauraciones con propiedades superiores[2], pero al mismo tiempo aumenta su nivel de contracción. Por lo que las variaciones de voltaje también deben evitarse, tratando de mantenerlo durante todo el proceso de fotopolimerización[3].

ANTECEDENTES

En 1920 F.N. Doubleday realizó investigaciones sobre cementos dentales. Su principal objetivo era buscar nuevas alternativas que mejoraran la estética y al mismo tiempo la obturación de las cavidades en los órganos dentarios. Estos cementos los llamó cementos translúcidos de obturación.

Más tarde, en 1969, se inventó un cemento con características parecidas a las de Doubleday, a éste lo llamaron ionómero de vidrio pero no fue sino hasta 1971 cuando fue publicada por Wilson y Kent quienes lo descubrieron en el English Laboratory of the Government Chemist. Este cemento también tiene las propiedades de los cementos de silicatos (insolubles, dureza y habilidad de liberación de ión flúor) y las propiedades adhesivas de los cementos de poliacrilato. Los cementos de ionómero de vidrio demostraron tener adherencia a las aleaciones metálicas y a los plásticos.

El ionómero de vidrio ha evolucionado y mejorado mucho con respecto a los primeros que se usaron en la década de los 70s, se ha tratado de mejorar las propiedades físicas, químicas y estéticas. Actualmente este cemento representa una herramienta valiosa en la práctica odontológica.

Entre sus principales ventajas que los hacen únicos, son la adhesión química del grupo carboxilo con el calcio de la estructura dentaria, la liberación de sales de flúor para la remineralización y como agente anticariogénico, además de su translucidez como material de obturación. Desafortunadamente, los cementos de ionómero de vidrio muestran una reacción prolongada al fraguado y una tardía ganancia de resistencia, son sensibles a la contaminación inicial por la humedad y presentan una deshidratación tardía.

Recientemente, se creó el ionómero de vidrio fotopolimerizable. Una de las ventajas de este material es que su tiempo de fraguado es entre 20 y 30 segundos utilizando una lámpara de luz halógena azul. Por lo tanto, nos permite manipularlo y colocarlo en el órgano dentario en un mayor tiempo. El desarrollo del fotocurado en el sistema del ionómero de vidrio acelera la reacción. Este sistema incrementa la resistencia inicial y la dureza del cemento, y disminuye la sensibilidad de la contaminación por humedad y la deshidratación asegurando las propiedades óptimas para su uso en ortodoncia como agente cementante.[1]

Los cementos de ionómero de vidrio consisten de dos componentes: un polvo de fluorosilicato de aluminio y calcio, y un ácido carboxílico polimerizado como el poli(ácido acrílico). La adición de hidroxidimetacrilato y glicidil dimetacrilato del bisfenol A (BIS-GMA) en combinación con canforoquinona como fotoiniciador, producen propiedades fotosensibles y lo hacen un ionómero de vidrio curado por luz.[2]

La mezcla, distribución y colocación del cemento de ionómero de vidrio es una técnica sensible que puede ser considerada como una desventaja por algunos clínicos. La relación líquido-polvo es crucial en las propiedades físicas. La causa más común de error en los cementos de ionómero de vidrio es la proporción incorrecta y el mezclado. El estudio de Wong y Bryant [7] concluyó que los sistemas dispensadores manuales provistos por los fabricantes fueron sólo una guía aproximada para las cantidades de polvo y líquido requeridas y recomendaron el uso de un sistema encapsulado para mejorar los resultados. Estos cementos no deben ser contaminados por humedad después de mezclarse y deben ser protegidos de la deshidratación por lo menos dos horas. Durante la etapa inicial de fraguado, la

contaminación por humedad causará que la matriz se convierta en una masa porosa, caliza y ocasionará una pérdida de dureza en la superficie limpia.

Durante la segunda fase, la matriz es susceptible a desecarse. El rápido fraguado inicial de los ionómeros de vidrio por fotocurado les permite ser menos susceptibles a la deshidratación. A diferencia de los materiales de relleno para resina, los cementos de ionómero de vidrio pueden adherirse al esmalte no grabado por principios fisicoquímicos, por lo tanto se reduce la necesidad de retención mecánica.

Los estudios que evalúan las fuerzas de unión del ionómero de vidrio al esmalte han concluido que la unión adhesiva del material es más fuerte que la fuerza cohesiva del cemento.

En esta investigación se pretende evaluar las fuerzas de dos cementos de ionómero de vidrio modificados con resina (Vitremer y Fuji II LC).

Vitremer

Este material es fabricado por 3M Dental Products. El sistema Vitremer restaurador/reconstructor de muñones consta de varios colores de polvo de ionómero de vidrio, un líquido, un líquido acondicionador y un brillo de acabado.[5]

Vitremer restaurador/ reconstructor de muñones, está compuesto de dos partes: un polvo y un líquido. El polvo es cristal de fluoroaluminosilicato radiopaco. El líquido es una solución acuosa de ácido polialquenoico modificado, sensible a la luz. Vitremer restaurador/reconstructor de muñones, proporciona los principales beneficios de los cementos de ionómero de vidrio: adhesión a la estructura dental, liberación de flúor y biocompatibilidad.

Vitremer restaurador/reconstructor de muñones fraguará por exposición a la luz visible. Además presenta dos mecanismos de polimerización; uno es un autopolimerizado que proporcionan un fraguado relativamente rápido donde la luz no llega y además permite la colocación de material en masa. Con Vitremer restaurador/reconstructor de muñones se recomienda el uso del líquido acondicionador de un solo componente y fraguado por luz visible. Su función es la de preparar adecuadamente las superficies de unión para facilitar la adhesión de ionómero de vidrio. El acondicionador se dispensa, se aplica y se le pasa una corriente de aire y se fotopolimeriza. Un adecuado secado y fotopolimerizado del acondicionador antes de colocar el ionómero de vidrio maximiza la adhesión del ionómero de vidrio a la estructura dental, sobretodo cuando el ionómero de vidrio se aplica en masa.

Para mejorar la estética final de la restauración con Vitremer, se recomienda la aplicación de brillo de acabado Vitremer. El brillo de acabado es una resina dental sin relleno de un solo componente fotopolimerizable.

El acondicionador y el líquido, contienen 2-Hidroxiethyl-metacrilato (HEMA). El brillo de acabado contiene BIS-GMA y trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA). El acondicionador además contiene alcohol.

Fuji II LC

Fuji II LC es un material fabricado por GC Corporation. Fuji II LC es un ionómero de vidrio restaurador, reforzado que es fotocurable.[6]

Los principales componentes que se encuentran en el líquido son:

20-22% de poli(ácido acrílico) (PAA)

35-40% de HEMA

5-7% de Bicarbonato de 2,2,4- trimetil hexametileno

4-6% de TEGDMA

El contenido del polvo consiste de:

100% Vidrio de aluminosilicato

DISEÑO EXPERIMENTAL

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

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

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 estas variaciones de voltaje.

JUSTIFICACIÓN

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 la distancia entre la punta de la lámpara y la superficie del ionómero de vidrio modificado, y la variación del voltaje de la corriente eléctrica tienen sobre la magnitud de la contracción de fotopolimerización y sobre el comportamiento mecánico del ionómero de vidrio modificado.

HIPÓTESIS

Si al polimerizar el ionómero de vidrio fotopolimerizable, manteniendo constante el tiempo de polimerización pero variando el voltaje y la distancia entre la lámpara y el material, entonces se verán afectadas las propiedades mecánicas a la compresión; esto a su vez repercutirá en un mayor o menor grado de contracción del ionómero de vidrio fotopolimerizado.

OBJETIVO GENERAL

Determinar los niveles de contracción por fotopolimerización de dos ionómeros de vidrio modificados (Fuji LC tipo II de GC y Vitremer de 3M) modificando el voltaje de la corriente eléctrica y la distancia entre la punta de la lámpara y la superficie del ionómero de vidrio.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Fotopolimerizar las muestras del ionómero de vidrio con voltajes y distancias recomendadas y cuantificar la magnitud de contracción.
- Fotopolimerizar las muestras del ionómero de vidrio modificando hacia más y hacia menos el voltaje y cuantificar los niveles de contracción.
- Fotopolimerizar las muestras del ionómero de vidrio aumentando la distancia recomendada punta de la lámpara, superficie del ionómero y cuantificar los niveles de contracción.
- Confrontar las cifras obtenidas para determinar la influencia que las variables aplicadas tuvieron sobre los niveles de contracción.
- Fotopolimerizar las muestras del ionómero de vidrio con voltajes y distancias recomendadas y cuantificar la resistencia a la compresión.
- Fotopolimerizar las muestras del ionómero de vidrio modificando hacia más y hacia menos el voltaje y cuantificar la resistencia a la compresión.
- Fotopolimerizar las muestras del ionómero de vidrio aumentando la distancia recomendada punta de la lámpara, superficie del ionómero y cuantificar la resistencia a la compresión.
- Confrontar las cifras obtenidas para determinar la influencia que las variables aplicadas tuvieron sobre la resistencia a la compresión.

METODOLOGÍA

Este estudio se orientó a presentar el comportamiento de la contracción de polimerización del cemento de ionómero de vidrio modificado con resinas y la resistencia a la compresión curados con luz visible variando los voltajes y la distancia entre la punta emisora de la luz y la muestra.

MATERIAL Y EQUIPO PARA CONTRACCIÓN POR FOTOPOLIMERIZACIÓN

Material

Material restaurador Vitremer. Color A3. Lote 1CG, fecha de caducidad de octubre del 2004. 3M dental Products. St. Paul MN

Cemento de ionómero de vidrio fotopolimerizable para obturaciones estéticas Fuji II LC. Color B3. Lote 250841, sin fecha de caducidad. GC Corporation. 76-1 Hasunuma-Cho, Itabashi-Ku, Tokio, Japón.

Equipo

- Equipo de medición de contracción por polimerización, que consta de un transductor de desplazamiento LVDT (tipo GTX2500-89, Wolverhampton, UK).
- Programa computacional de adquisición de datos PICO ADC-16, Pico Technology Ltd, Hardwick, Cambridge, UK.
- Programa computacional Excel 97.
- Micrómetro digital calibrado (25 mm, exactitud 1 μm , Mitutoyo, Tokio, Japan).

- Lámpara para fotopolimerización Visilux 2 (Modelo 5520AA, Dental Products 3M, St. Paul, MN 55144 USA).
- Lentes de protección Ultapect Uvex USA.
- Regulador de voltaje Microvolt 1000 ISB Sola Basic.
- Regulador de voltaje Construcciones Rodríguez de 500 Watts, 125 Volts, 60 Hertz.
- Radiómetro (Curing model 100, 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 21.6 mm, diámetro interno de 19.87 mm y altura de 1.24 mm.
- Portaobjetos de 75 mm x 25 mm x 1mm.
- Cubreobjetos de 22 mm x 22 mm x 0.13 mm del número 1.
- Espátula para cementos.
- Desarmador.

Preparación de muestras

Para calcular la contracción de polimerización se usaron las medidas de deflexión de un vidrio delgado (cubreobjetos). Primeramente se calculó la contracción (ΔL) usando las medidas de deflexión del vidrio flexible adherido al ionómero de vidrio, durante el proceso de polimerización. Este concepto fue descrito por Wilson en 1978 y utilizado por Bausch en 1982, Watts y Cash en 1991[7], y por primera vez en México por Carpio en 2001[3] y algunos más.

Para las pruebas de contracción, las muestras de Fuji, se prepararon de la siguiente forma:

Por una medida rasa de polvo se colocaron dos gotas de líquido sobre la loseta de papel, se dividió el polvo en dos porciones. Con la espátula para cementos se esparció el líquido sobre la loseta, enseguida se incorporó la primera mitad del polvo en el líquido y se espatuló con movimientos circulares durante 10 segundos. Posteriormente, se agregó la otra mitad y se mezcló también con movimientos circulares, hasta tener perfectamente integrado el polvo en el líquido y obtener una pasta brillante y homogénea. Todo este procedimiento no debe exceder de 25 segundos. El tiempo máximo de trabajo es de 3 minutos.

Para las pruebas de contracción, las muestras de Vitremer, se prepararon de la siguiente forma:

Por una medida rasa de polvo se colocó una gota de líquido en la loseta de papel se incorporó el polvo en el líquido y se espatuló en movimientos circulares hasta obtener una pasta brillante y homogénea. El tiempo de espatulado fue de 45 segundos. El tiempo de trabajo es de 2 minutos con 15 segundos lo que nos da un tiempo total de manipulación de 3 minutos.

Una vez obtenida la muestra, se colocó en el centro del anillo de bronce que se encuentra en el portaobjetos, se cubrió la muestra con el cubreobjetos y con ayuda de otro portaobjetos se comprimió hasta que el cubreobjetos hizo contacto con la superficie del anillo, por lo tanto la muestra quedó con un espesor uniforme de 1.24 mm.

Posteriormente, el conjunto portaobjetos-muestra-cubreobjetos se llevó al aparato de medición. Cada muestra se fotopolimerizó durante 20 segundos desde la parte inferior del aparato y a través del portaobjetos.

Este procedimiento se repitió variando la distancia y el voltaje, como se muestra en la Tabla 1.

Tabla 1. Voltaje y distancias lámpara-iónomero de vidrio usados.

Voltaje (V) volts	Distancia (d) mm
100	1
120	4
150	10

Transcurrido el tiempo de fotopolimerización (20 segundos) se apagó la lámpara y se dejó que la polimerización continuara al mismo tiempo que la computadora registraba los cambios de voltaje que sufrió el material durante el tiempo que duró la prueba (600 segundos). La captura de datos se hizo a través del transductor y del programa PicoLog.

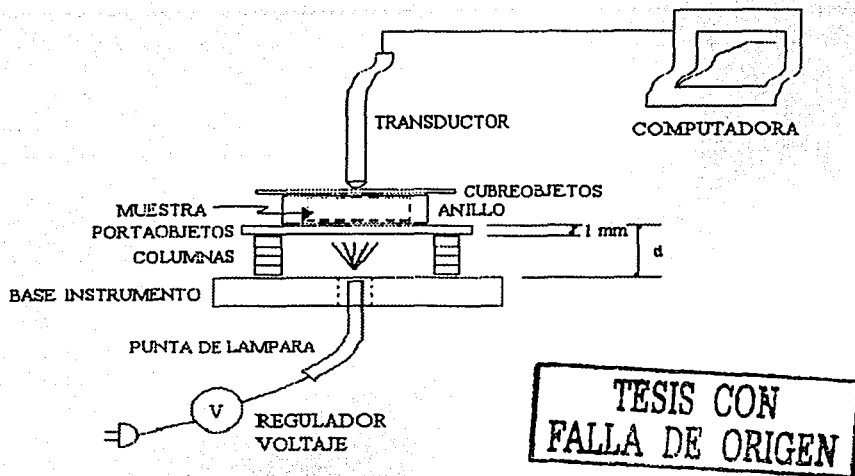


Fig. 1 Diagrama esquemático del instrumento de medición de contracción por polimerización

La alimentación eléctrica para todo el sistema siguió esta secuencia:

1. Regulador Microvolt conectado a la red de servicio.
2. Regulador Rodríguez conectado al regulador Microvolt.
3. Lámpara conectada al regulador Rodríguez, cuando las pruebas requirieron 100 y 150 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 trasductor

Instrumento para medir la contracción

Este fue diseñado por Cash y Watts [7] y consiste de un transductor de desplazamiento LVDT; una unidad de conexión para transductor; un sistema de adquisición de datos PICO ADC-16; una unidad de curado de luz visible y cuyo valor varió como se ve en la tabla 2, y un micrómetro digital.

Tabla 2. Relación entre la intensidad del radiómetro y el voltaje

Voltaje volts	Intensidad mW/cm ²
100	220
120	280
150	320

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

CALIBRACIÓN DEL INSTRUMENTO

La medición de la deflexión del vidrio (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 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. Esto se observa en la figura 2.

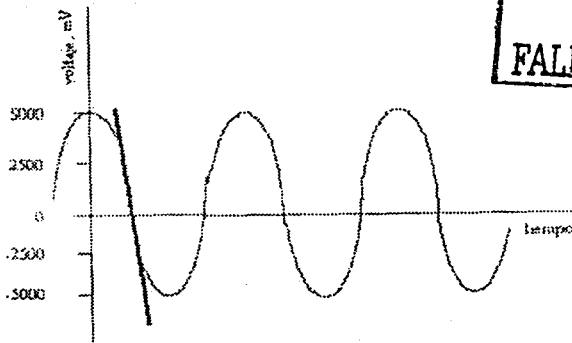


Fig. 2 Representación gráfica de una senoide

La capacidad de operación del transductor varía entre 5000 y -5000 mV. La porción recta está entre 2000 y -2000 mV. La calibración del transductor debe hacerse dentro de la porción recta para tener una dependencia lineal entre el voltaje y los cambios de posición del micrómetro. Al graficar la variación del 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 sinusoide eliminamos las variables inestables de las curvas.

Determinación de la contracción

Los ionómeros de vidrio tienen la propiedad de adherirse al vidrio; esta propiedad permite medir la fuerza de contracción. La fotopolimerización del ionómero de vidrio hace que el cubreobjetos se flexione hacia abajo por acción de la contracción debido a la adhesión de éste con el vidrio. Esta flexión se monitoreó con el transductor LVDT durante todo el tiempo que duró la prueba (600 segundos). 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 3.

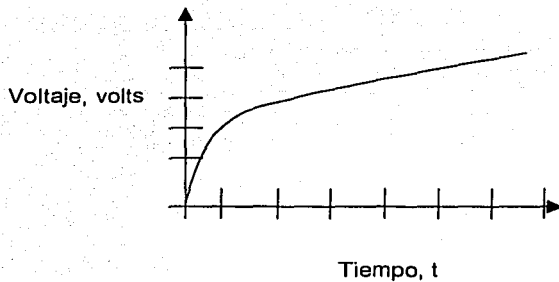


Figura 3. Gráfica Voltaje de transductor-tiempo

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 ($L_0 = 1.24 \text{ mm}$); 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 4 representa el comportamiento típico del encogimiento-tiempo

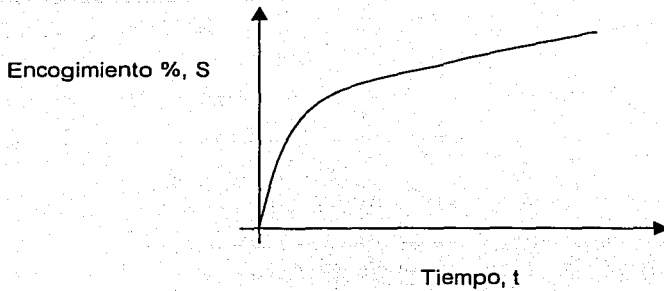


Figura 4. Gráfica de encogimiento de polimerización-tiempo

Preparación del equipo para pruebas de 1 mm de distancia

Para obtener la distancia (d) de un milímetro bastó con la simple colocación del portaobjetos sobre la base del instrumento como se observa en la Figura 1. El espesor del portaobjetos es de un milímetro.

Preparación del equipo para pruebas de 4 mm de distancia

Para obtener la distancia se utilizaron dos postes que se colocaron en el instrumento de medición para contracción por fotopolimerización en dos extremos (Figura 1), en el centro se colocó la muestra para fotopolimerizarla.

La elaboración de los postes fue de la siguiente manera: por cada poste se utilizaron tres portaobjetos (recordando que un portaobjetos mide de espesor 1mm) lo que nos da una altura de 3 mm por cada poste más 1 mm del portaobjetos donde está contenida la muestra nos dieron los 4 mm de altura, lo que se traduce en 4 mm de distancia entre la punta de la lámpara emisora de luz visible y la muestra

Preparación del equipo para pruebas de 10 mm de distancia

Para obtener esta distancia se elaboraron dos postes formados por nueve portaobjetos más 1 mm del portaobjetos donde está contenida la muestra dieron los 10 mm de distancia que se necesitaron para llevar a cabo la prueba.

Se elaboraron seis muestras por cada evento y se reportó el valor promedio del encogimiento por fotopolimerización transcurridos 600 segundos de iniciada la fotopolimerización con un tiempo de luz de lámpara de 20 segundos para ambos cementos de ionómero.

Material para elaborar las muestras para determinar la resistencia a la compresión

- Piedra pómez
- Mylar
- Aceite de silicón
- Loseta de cristal
- Agua desionizada
- Recipiente de plástico
- Pincel
- Acetona
- Papel para secar

Equipo para elaborar la muestras para determinar la resistencia a la compresión

- Dos platos de vidrio deslizantes cada uno con suficiente área para cubrir el molde
- Pequeña brocha
- Lámpara de polimerización.
- Regulador Rodríguez
- Molde para preparar las muestras
- Estufa con humedad controlada
- Hacedores
- Llave Allen

Preparación de muestras

El mezclado de los polvos y los líquidos se hicieron conforme a las indicaciones de los fabricantes las cuales fueron ya descritas en páginas anteriores.

Las muestras se prepararon en un molde de metal compuesto de dos secciones iguales unidas mediante dos tornillos. El material fue colocado en el interior del molde con ayuda de la espátula para cementos. En el interior de las paredes del molde se colocó un medio apropiado de separación para evitar que la muestra se pegue al mismo; en este caso fue el aceite de silicón. Las dimensiones de las muestras cilíndricas moldeadas fueron de 4.0 ± 0.1 mm de diámetro y 6.0 ± 0.1 mm de altura.[8]

La norma N° 27 [8] indica dos formas diferentes de preparación de muestras las cuales denomina tipo 1 y tipo 2. Nuestros materiales son fotocurados con luz por lo que caen en la clasificación tipo 2. Las indicaciones fueron las siguientes: preparar el material de acuerdo a las instrucciones del fabricante y colocarlo inmediatamente en el molde colocado en uno de los vidrios deslizantes. Colocar la ventana de salida de la fuente de energía externa al centro de la muestra y contra el plato de vidrio. Irradiar la sección de la muestra de acuerdo al tiempo de exposición (20 segundos para ambos materiales). Invertir el molde e irradiar el otro lado de la muestra. Después de la irradiación, colocar en la estufa de humedad controlada a 37 °C por 15 minutos y entonces quitar la muestra del molde y almacenar en agua desionizada a 37°C.

Después de haber transcurrido los quince minutos dentro de la estufa de humedad controlada, se sacaron los hacedores del horno con las muestras en su interior, enseguida se llevaron a la loseta de cristal que tiene sobre su superficie tierra pómez humedecida con agua, donde se paralelizaron las muestras. Se siguió la siguiente técnica: el hacedor se friccionó sobre la loseta con movimientos de lejos a cerca y en sentido contrario sin despegar el hacedor de la loseta, dando un cuarto de giro y con ligera presión sobre el hacedor, todo esto con la finalidad de quitar el excedente del material y dejar paralela la muestra.

Posteriormente, se sacó la muestra del hacedor y se almacenó en un recipiente de plástico que contenía agua desionizada a una temperatura de 37°C.

Veintitrés horas y cuarenta y cinco minutos después del comienzo del mezclado, se aplicó una carga a la muestra con una velocidad constante de carga de 1.0 mm/ min.

En cada caso, este procedimiento se llevó a cabo con la modificación del voltaje de la corriente eléctrica y de la distancia punta de lámpara-ionómero como se aprecia en la Tabla 1:

Cálculo de la resistencia a la compresión

La máquina universal de pruebas proporciona una gráfica de desplazamiento de la cruceta de la máquina y de la carga en kilogramos que la probeta o muestra experimenta conforme ésta es comprimida hasta su ruptura total.

Para obtener el valor de la resistencia se emplea la expresión matemática siguiente:

$$R = \frac{F}{A}$$

donde F es la máxima carga o fuerza en kilogramos que soporta la muestra; A es el área en mm² de sección transversal donde se aplica la fuerza que soporta el material.

El área se calcula mediante la expresión:

$$A = \frac{\pi}{4} D^2$$

donde D es el diámetro de la muestra circular medido en milímetros.

Se elaboraron seis probetas por cada distancia y voltaje aplicado. Se reportó el valor promedio y la desviación estándar de cada evento.

RESULTADOS

Lo primero que hicimos fue calibrar el instrumento de medición de contracción. 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. Estos valores fueron graficados para formar una gráfica voltaje contra desplazamiento de la armadura. Esta gráfica mostró un comportamiento lineal y que puede ser descrito por el modelo matemático siguiente: $V = 17,458 d + 260.67$ con un coeficiente de regresión de 0.9997. La pendiente de la línea recta fue de 17,458 mV/mm que al convertirla a micras, resultó un valor de 17.46 mV/ μm . Este representa el factor de calibración de la ecuación: $L_t = V/K$ y al cual se le designó como K. Este valor fue usado para calcular la contracción de las muestras de ionómero de vidrio.

El siguiente paso fue determinar la contracción para los cuales se pesaron las muestras tratando que los pesos fueran aproximadamente los mismos y que resultó en valor promedio 0.15 g.

De acuerdo con la Tabla 1, se fijó la distancia (d) y el voltaje de la lámpara (V) para obtener la gráfica voltaje-tiempo. Se muestra un gráfico típico de Fuji en la Figura 5. No se muestran los demás gráficos ya que siguen el mismo comportamiento pero con diferentes valores tanto para Fuji como para Vitremer.

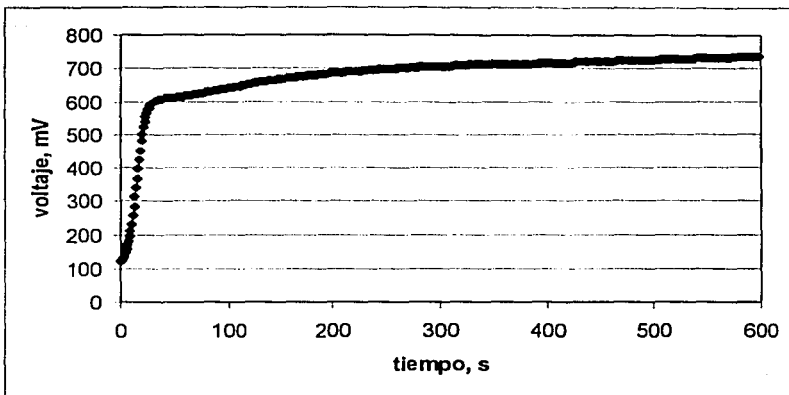


Figura 5. Gráfica voltaje-tiempo típica de Fuji.

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 valores se obtuvo la contracción $\Delta L = L_0 - L_t$. una vez calculados los valores de contracción, se calculó el encogimiento (S) con $S = \Delta L / L_0$.

Con estos valores se construyó la gráfica encogimiento-tiempo. Se muestra un comportamiento típico de los ionómeros ensayados en la Figura 6.

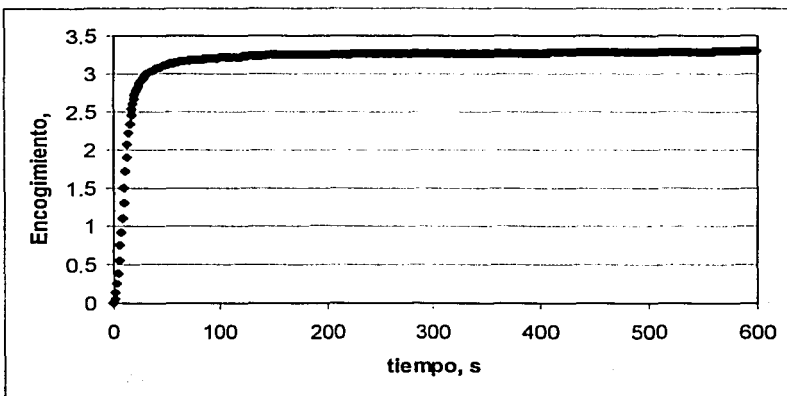


Figura 6. Gráfico encogimiento-tiempo típico de los ionómeros ensayados.

La Tabla 3 muestra los resultados promedio de encogimiento de todas las muestras a diferentes distancias y voltajes y sus desviaciones estándar entre paréntesis.

Tabla 3. Valores promedio de encogimiento por polimerización a diferentes distancias punta-ionómero de vidrio y voltaje de la lámpara.

	Fuji			Vitremar		
	100 V	120 V	150 V	100 V	120 V	150 V
1 mm	3.786	3.537	3.555	2.540	2.294	2.428
4 mm	3.962	3.837	3.540	2.662	2.980	2.933
10 mm	3.960	4.168	3.843	2.680	2.543	2.448

La Tabla 4 muestra los resultados promedio de resistencia a la compresión (resistencia compresiva) de todas las muestras a diferentes distancias y voltajes y sus desviaciones estándar entre paréntesis.

Tabla 4. Valores promedio de la resistencia a la compresión a diferentes distancias punta-ionómero de vidrio y voltaje de la lámpara.

	Fuji			Vitremar		
	100 V	120 V	150 V	100 V	120 V	150 V
1 mm	150.39	171.82	171.74	148.07	135.37	126.70
4 mm	145.20	132.99	121.51	123.74	131.09	128.00
10 mm	121.78	121.78	121.91	114.89	111.77	120.09

Los resultados de las Tablas 3 y 4 se muestran de una manera gráfica en las Figuras 7 a 10.

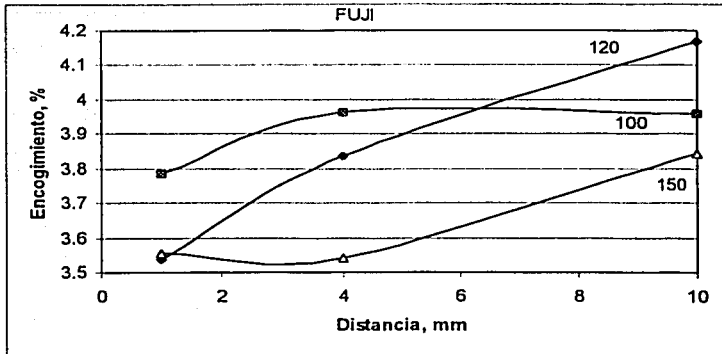


Figura 7. Encogimiento –distancia de Fuji II LC a diferentes voltajes.

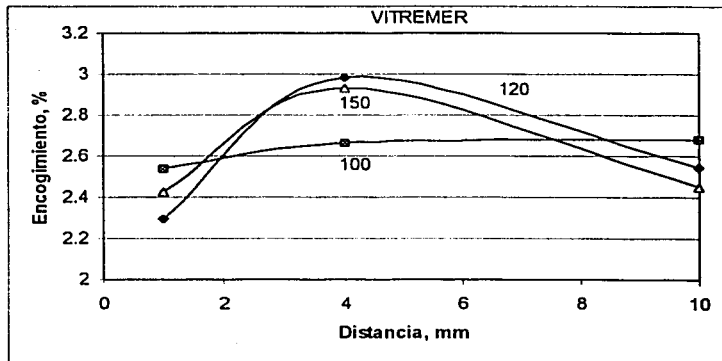


Figura 8. Encogimiento –distancia de Vitremer a diferentes voltajes.

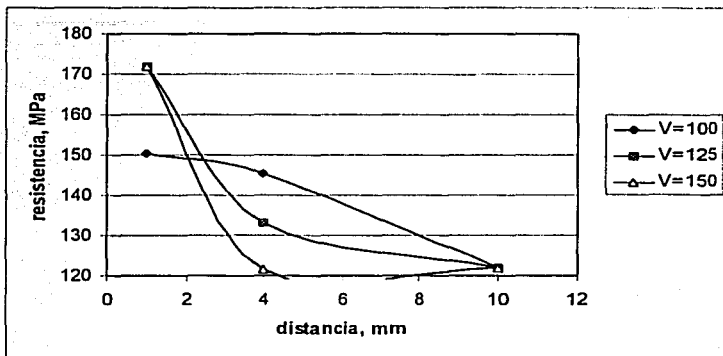


Figura 9. Resistencia compresiva distancia de Fuji II LC a diferentes voltajes.

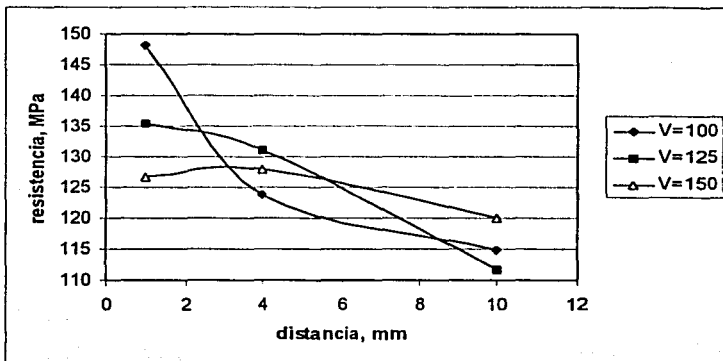


Figura 10. Resistencia compresiva distancia de Vitremer a diferentes voltajes.

DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Como ya hemos mencionado los ionómeros de vidrio modificados (para reconstrucción de muñones) tienen un gran uso sobre todo en el área de prótesis fija y en odontopediatría, principalmente.

Los principales problemas que se pudieran presentar en la clínica, serían los de sensibilidad postoperatoria, debido que al contener un porcentaje de resina, éstos presentan una contracción de polimerización hacia el centro del material debido a que cinco de las seis superficies de la cavidad tienen contacto con el cemento modificado provocando una adhesión química a la estructura dental. Se sabe que al polimerizar es decir al transformar dobles enlaces en enlaces sencillos, los primeros tienen 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. Esto explica el cuadro de sensibilidad.

La introducción de versiones modificadas de ionómero de vidrio con resina representa el más reciente intento por superar las desventajas de los ionómeros de vidrio convencionales. La modificación implica grupos laterales de acrilato en el poliácido de los ionómeros de vidrio. Sobre la polimerización de la mezcla de ionómero de vidrio, el poliácido modificado copolimeriza con un monómero hidrofílico, por ejemplo HEMA. [9]

Es probable, por lo tanto, que la diferencia entre ionómero de vidrio convencional y el modificado con resina resulta en diferencias en la composición y la condición de la matriz. [10]

En términos generales observamos (Figuras 7 y 8) que el cemento de ionómero de vidrio modificado Vitremer tiene menores valores de encogimiento que el material de Fuji II LC, independientemente del voltaje usado y de la distancia entre la punta de la lámpara y la superficie del cemento

Los materiales dentales en su mayor parte constituidos por monómeros de dimetacrilato, son curados por fotopolimerización. Dependiendo del sistema de iniciación, un compuesto puede ser polimerizado por tres vías: luz (camforoquinona/amina y luz), curado en caliente o termocurado (peróxido de benzoilo y calor) y curado químico (peróxido de benzoilo/amina). En cada caso, el resultado es el mismo: la generación de radicales libres por división de moléculas iniciales. Un radical es definido como una molécula con un electrón desapareado. Durante la propagación de la reacción, esos radicales son capaces de producir nuevos radicales. Esta reacción ocurre rápidamente, hasta que un monómero ya no es capaz de reaccionar y la propagación de la reacción es detenida.

Los materiales dentales, en su mayoría utilizan monómeros bifuncionales. Un monómero bifuncional es capaz de reaccionar con otras cuatro moléculas de monómero lo cual permite formar cadenas poliméricas y entrecruzamientos.

Como la reacción de polimerización procede, los índices de difusión de propagación de radicales libres, las moléculas de dimetacrilato que no reaccionaron y los grupos metacrilato pendientes son reducidos. Esto causa un porcentaje significativo de grupos metacrilato, entre 25 y 60%, que quedan sin reaccionar [11]. Esto nos lleva a que la fotopolimerización de Vitremer produzca bajos niveles de encogimiento en comparación con los de Fuji que únicamente presenta un sistema de iniciación (luz).

De acuerdo a los resultados obtenidos, las Figuras 7 y 8 en lo que respecta a las pruebas de contracción, podemos observar el siguiente comportamiento de los ionómeros estudiados (Fuji LC II y Vitremer 3M).

Fuji II LC presenta valores de resistencia a la compresión superiores a los obtenidos por Vitremer sin importar la distancia o el voltaje empleado

Momio[10] en su artículo indica que Burgess y colaboradores en 1994 explicaron que Photac-Fil polimeriza a través de HEMA y grupos metacrilato añadidos en el poli(ácido acrílico). Por lo tanto, el ionómero de vidrio y las matrices de resina no existen independientes sino unidas químicamente. Fuji LC II también contiene HEMA y poli(ácido acrílico), Tosaki e Hirota en 1994 [9] sugirieron que las sales de poli-HEMA y poliacrilato finalmente forman una matriz homogénea, aunque no hay evidencia que dos partes de la matriz estén unidas en este producto.

Este hecho podría explicar el alto valor del encogimiento ya que al haber dos redes, alguna de ellas podría contraerse más que la otra sobre todo si no están unidas; por otro lado, la presencia de dos redes podría explicar por qué la resistencia a la compresión de Fuji es mayor que la de Vitremer.

CONCLUSIONES

Nuestra hipótesis fue que al polimerizar el ionómero de vidrio fotopolimerizable, manteniendo constante el tiempo de polimerización pero variando el voltaje y la distancia entre la lámpara y el material, se afectarían las propiedades mecánicas a la compresión y a su vez repercutiría en un mayor o menor grado de contracción del ionómero de vidrio fotopolimerizado.

La hipótesis se cumplió, ya que las modificaciones de voltaje y distancia alteraron las propiedades de los cementos de ionómero de vidrio estudiados en el presente trabajo en cuanto a la resistencia a la compresión y al encogimiento por polimerización.

Carpio [3] encontró que al aumentar la distancia, el encogimiento disminuyó al hacer su estudio en ormoceras. Se esperaba que el mismo comportamiento se presentara en los cementos de ionómero de vidrio modificados con resinas. Sin embargo, este comportamiento no se presentó. Una ormocera tiene en común con el cemento de ionómero de vidrio modificado que ambos tienen en su matriz orgánica dimetacrilatos pero el cemento de ionómero de vidrio presenta hasta tres formas de curado mientras que la ormocera sólo presenta una forma de curado.

Esta podría ser la razón del por qué el encogimiento en el cemento de ionómero no disminuyó al aumentar la distancia. Al aumentar el voltaje en las ormoceras, el encogimiento aumentó y en los cementos de ionómero no hay un patrón perfectamente establecido entre ellos mismos lo que nos indica que los diferentes sistemas de curado de estos últimos podrían tener influencia en el comportamiento.

No tenemos evidencia del comportamiento mecánico de cementos de ionómero de vidrio modificado variando distancias de punta de la lámpara-superficie del material y variando el voltaje. Se esperaba que al aumentar la distancia, el valor de resistencia a la compresión disminuyera porque la energía que recibiría el material iba a ser menor y por lo tanto la polimerización no iba a ser llevada a cabo en las condiciones óptimas cuando se maneja el bajo voltaje (100 volts). Al operar con el voltaje de 150 volts esperábamos que los valores de resistencia compresiva decayeran pues estaba presente una mayor energía que pudiera causar rompimiento de enlaces sencillos, es decir, que el material se degradara térmicamente. Sin embargo, no se presentó este comportamiento. Lo que sí podemos observar es que tanto Fuji como Vitremer presentan una tendencia a la baja de valores de resistencia a la compresión conforme la distancia aumenta pero sin un patrón bien definido en cuanto al voltaje como se aprecia en las Figuras 9 y 10.

Estos resultados sugieren que se continué el estudio en los cementos de ionómero de vidrio modificados con resinas estudiando otras propiedades que relacionen directamente la polimerización como serían la profundidad de curado, la solubilidad, flexión, desgaste por mencionar algunas.

BIBLIOGRAFÍA

1. Mount A.M. Graham J. Atlas práctico de cementos de ionómero de vidrio. Ed. Salvat Editores. Barcelona España, 1990. 128 págs.
2. Suh, B.I., Cincione, F. Reducing the residual strain in composites with the pulse-delay cure technique. Restorative Quarterly 1999; 3-6
3. Carpio Morales, Anel Janneth. Tesis Influencia de modificaciones de voltaje y distancia punta-resina en los niveles de contracción de una ormocera. México, 2001
4. Comptan, Anne M. Comparison of the shear bond strength of a light-cured glass ionomer and a chemically cured glass ionomer for use as an orthodontic bonding agent. Am J Orthod Dentofac Orthop 1992; 1001: 138- 143
5. Información técnica del instructivo de Vitremer de la casa 3M
6. Información técnica del instructivo de Fuji LC II de la casa GC
7. Watts D.C., Cash A.J. Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development. Dental Materials 1991; 7: 281- 287
8. American National Standard/American Dental Association Specification No. 27 For resin-based filling materials 1993

9. Peutzfeldt, Anne. Compomers and glass ionomers: Bond strength to dentin and mechanical properties. American Journal of Dentistry. December, 1996; 9: 259-263
10. Momio, et al. Abrasión of resin-modified glass ionomers. Dental Materials. March, 1997. Page 83-87.
11. Burtscher, P. Stability of radicals in cured composite materials. Dental Materials. Julio, 1993; 9: 218-221

**ESTA TESIS NO SALI
DE LA BIBLIOTECA**