



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

INFLUENCIA DEL ZOE EN LA RESISTENCIA FLEXURAL,
MÓDULO FLEXURAL E INTERFASE EN CONTACTO DE
IONÓMERO DE VIDRIO CONVENCIONAL Y
FOTOPOLIMERIZABLE.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

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

P R E S E N T A:

ANAID SEGURA DEL PILAR

TUTOR: DR. FEDERICO HUMBERTO BARCELÓ SANTANA



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.

A mis padres: Félix y Magdalena, por su apoyo incondicional, por enseñarme a soñar y a luchar por cumplir esos sueños.

A mis hermanos: Jona y Mary, por nuestros momentos juntos, que hacen de cada día el mejor de mi vida.

A la mejor compañía que tuve en la Facultad: Pao, Gaby, Kike, Vero, por ayudarme a encontrar la felicidad en los lugares menos esperados.

*A todos aquellos que hicieron posible esta investigación:
Al Dr. Federico Humberto Barceló Santana por su tiempo y conocimientos.
A todo el personal del laboratorio de Materiales Dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología.*

A mis profesores.

A mi Universidad.



ÍNDICE

1.	INTRODUCCIÓN.....	5
2.	ANTECEDENTES.....	7
2.1.	Cementos de óxido de zinc y eugenol	
2.1.1.	Descripción y Norma correspondiente.....	7
2.1.2.	Composición.....	7
2.1.3.	Clasificación.....	9
2.1.4.	Reacción Química.....	9
2.1.5	Propiedades fisicoquímicas.....	10
2.1.6	Importancia clínica del eugenol	10
2.1.6.1.	Efecto analgésico.....	11
2.1.6.2.	Interferencia en la polimerización.....	11
2.1.6.3.	Liberación de eugenol a partir de cementos de ZOE ...	13
2.2	Cementos de Ionómero de vidrio	
2.2.1.	Descripción y norma correspondiente.....	14
2.2.2.	Clasificación.....	15
2.2.3.	Composición.....	15
2.2.4.	Reacción Química.....	18
2.2.5.	Propiedades fisicoquímicas.....	21
2.2.6.	Cementos de ionómero de vidrio Modificados con resina.....	21
3.	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	25
4.	JUSTIFICACION.....	25
5.	OBJETIVOS.....	26



5.1 General.....	26
5.2 Específicos.....	26
6. MATERIAL Y MÉTODO.....	28
6.1 Material.....	28
6.2 Instrumentos.....	29
6.3 Equipo.....	30
6.3.1. Equipamiento para prueba y aplicación de carga flexural.....	32
6.3.2. Equipamiento para prueba de rugosidad de superficie.....	32
6.4 Tipo de estudio.....	33
6.5 Población de estudio y muestra.....	33
7. PLAN DE ANÁLISIS.....	39
8. RESULTADOS.....	39
9. DISCUSIÓN.....	47
10. CONCLUSIONES.....	51
11. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.....	53



1. INTRODUCCIÓN.

En la actualidad, existe una amplia variedad de materiales dentales que crece tanto como sus aplicaciones clínicas y propiedades que los caracterizan. Gracias a esto, es posible seleccionar aquellos que nos ofrezcan mejores resultados clínicos a largo plazo.

Los cementos de ionómero de vidrio se han convertido en un material de primera elección en la práctica profesional debido a sus grandes ventajas tales como una adhesión específica a la estructura dental, liberación constante de fluoruro y relativamente baja solubilidad en comparación con otros cementos. Con la salida al mercado de los denominados ionómeros de vidrio híbridos se ha logrado obtener mayores ventajas en comparación con los ionómero de vidrio convencionales, originando un material con mejores propiedades mecánicas, mayor tiempo de trabajo y con menor sensibilidad al agua en sus primeras etapas de polimerización, teniendo un gran éxito clínico y aumentando sus campos de aplicación.

La realización de tratamientos integrales ha originado la necesidad de combinar la amplia gama de materiales dentales, posibilitando así la interacción entre éstos, consiguiendo potencializar sus propiedades o en algunos casos reducirlas.

La siguiente investigación tiene como propósito determinar *In Vitro* la influencia que posee el eugenol liberado de los cementos de eugenolato de zinc sobre las propiedades mecánicas de dos tipos de ionómero de vidrio (convencional y modificado con resina).



Considerando al eugenol como un compuesto que debido a su naturaleza posee la capacidad de reaccionar con radicales libres, se parte de la posibilidad de una interferencia en el proceso de polimerización de los cementos de ionómero de vidrio; viéndose reflejado este efecto en una disminución de las propiedades mecánicas y un aumento en la rugosidad de la superficie en contacto de los cementos.

2. ANTECEDENTES

2.1 Cemento de óxido de zinc y eugenol

2.1.1. Descripción y norma correspondiente

La mezcla de óxido de zinc y eugenol es utilizada en odontología desde 1890^[1] debido a que es uno de los materiales de mayor versatilidad en odontología. Su selección se basa fundamentalmente en sus propiedades biológicas y sus relativamente aceptables propiedades físicas y mecánicas. Se encuentra regulado por la norma número 30 de la ADA .

2.1.2. Composición

Este cemento se compone principalmente de:

- Óxido de Zinc Es un compuesto químico de color blanco, se le conoce como zinc blanco. Su fórmula es ZnO y es poco soluble en agua pero muy soluble en ácidos
- Eugenol. El eugenol (4-alil-2-metoxifenol) es un producto de origen natural que se encuentra como principal componente de los aceites esenciales, concretamente es el principal constituyente de la esencia de clavo. Este compuesto presenta propiedades analgésicas y antisépticas. ^[2] (fig. 1)

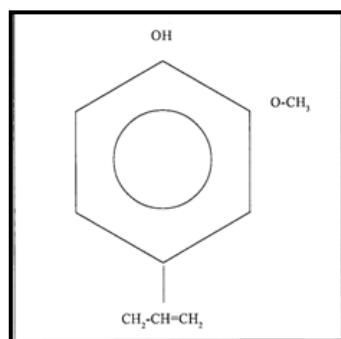


Fig. 1 Estructura química del eugenol

A esta mezcla se agregan otros componentes como colofonia que es utilizada para reducir la fragilidad del cemento, el estearato de zinc funciona como plastificante y el acetato de zinc incrementa la resistencia del cemento [3] y aceites vegetales para hacerlo mas fluido. Para aumentar su resistencia, se adicionan materiales de carga (oxido de aluminio o polvo de metacrilato) o se sustituye parte del eugenol con liquido de ácido etoxibenzoico (EBA). Para reducir el tiempo de endurecimiento se adiciona acetato de zinc o ácido acético glacial. [3]

El largo tiempo de fraguado de los cementos de óxido de zinc-eugenol se mejoró al agregar cloruros, resinas, nitratos y acetatos, en especial el acetato de zinc. De igual modo, la incorporación de materiales de relleno como resina hidrogenada, polímeros como el poliestireno o el polimetacrilato de metilo, aumentó la resistencia a la compresión y a la tracción, su adaptabilidad y el sellado marginal, dando origen a los cementos de oxido de zinc y eugenol mejorados. [4,5,6] (Tabla 1)

Componentes y % en peso	Fórmula para obturación temporal	Fórmulas ZOE mejorados	
Polvo	Óxido de Zinc 69%	Óxido de zinc 80%	Óxido de zinc 70%
	Colofonia Blanca 29.3%	Polimetacrilato de metilo 20 %	Alúmina 30%
	Estearato de Zinc 1%		Colofonia Trazas
	Acetato de Zinc 0.7%		Copolímeros trazas
Líquido	Eugenol 85%	Eugenol 100%	Eugenol 37.5%
	Aceite de Oliva 15%		EBA 62.5 %

Tabla 1. Componentes de los cementos de ZOE [1]

2.1.3. Clasificación

CEMENTO	INDICACIONES
Tipo I	Cementación Temporal
Tipo II	Cementación Permanente
Tipo III	Base o restauración provisional
Tipo IV	Forro cavitario

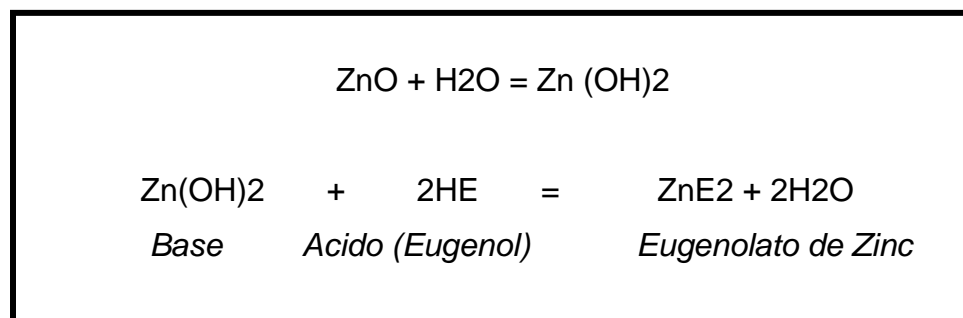
[3] Tabla 2. Clasificación de los cementos de ZOE

2.1.4. Reacción química

La primera reacción consta de hidrólisis del óxido de zinc y su transformación en hidróxido. Para que esta reacción tenga lugar es necesaria la presencia de una mínima cantidad de agua; ésta a su vez, se formará como un subproducto. En consecuencia, la reacción es autocatalítica. [6]

Reacción de cristalización. La unión del eugenol con el óxido de zinc forma *eugenolato de zinc*, producto que forma una matriz de soporte a los núcleos de óxido de zinc que no reaccionan, aumentando así la resistencia de la masa fraguada. [6]

Fig. 2 Reacción química del ZOE





Cuando se examina ultraestructuralmente, el cemento de ZOE consiste de granos de óxido de zinc embebidos en una matriz de eugenolato de zinc, cuyas unidades están unidas por fuerzas de Van der Waals y por la interacción entre partículas, lo que hace que el cemento sea mecánicamente débil. Cuando se expone a un medio acuoso como la saliva o el fluido dentinal, ocurre la hidrólisis del eugenolato de zinc, dando eugenol e hidróxido de zinc. Así el Eugenol liberado de ZOE puede difundir a través de la dentina y dentro de la saliva. ^[7]

2.1.5. Propiedades fisicoquímicas

- Aislante térmico y eléctrico
- Poca resistencia a la compresión en comparación a otros cementos (6-28 MPa en tipo I y 48 MPa en tipo II)
- Muy soluble
- Tiempo de fraguado entre 2 y 10 minutos
- Gran estabilidad dimensional
- Grosor de película de menos de 25 micras de espesor (en tipo I y II).
- pH 7

2.1.6. Importancia clínica del eugenol

El Eugenol es un derivado fenólico conocido comúnmente como esencia de clavo, que también puede extraerse de pimienta, hojas de laurel, canela, alcanfor y otros aceites^[8]. *Chisolm* en 1873, lo introdujo en la odontología y recomendó que se mezclara con óxido de zinc para formar una



masilla de eugenolato de zinc y pudiera aplicarse directamente en las cavidades cariosas.^[9] Conforme evolucionó el conocimiento de las propiedades farmacológicas, su uso se hizo más común, específico y selectivo hasta la actualidad, en que es utilizado en diferentes áreas odontológicas, principalmente como paliativo . Sus efectos farmacológicos son complejos y dependen de la concentración del Eugenol libre a la cual el tejido se expone. ^[10]

2.1.6.1. Efecto analgésico

Una de las propiedades atribuidas al Eugenol es el alivio del dolor al aplicarlo en los órganos dentales. El Eugenol es un bloqueador irreversible de la conducción nerviosa y en concentraciones bajas, es capaz de reducir la transmisión sináptica de la zona neuromuscular. Varios estudios han concluido que el Eugenol inhibe la ciclooxigenasa, favoreciendo el efecto analgésico y anestésico al lograr la inhibición de la biosíntesis de las prostaglandinas. ^[7]

2.1.6.2. Interferencia en la polimerización

La polimerización consiste en la unión química de las unidades monoméricas para obtener moléculas de peso molecular elevado. El proceso de polimerización se puede llevar a cabo por varios mecanismos diferentes, pero la mayoría de las reacciones pertenecen a dos tipos básicos: polimerización por adición, donde las principales reacciones son de radicales libres, de apertura de anillos e iónicas; y polimerización por condensación donde los compuestos primarios reaccionan a menudo con la formación de subproductos como agua, ácidos alógenos y amoníaco. ^[1]



Las reacciones de polimerización de radicales libres pueden ser inhibidas por la presencia de cualquier material que reaccione con un radical libre, que reduzca la velocidad de iniciación o aumente la velocidad de conclusión. La reducción de la velocidad de iniciación retarda la reacción de polimerización, y el aumento de la velocidad de conclusión disminuye el grado de polimerización o el peso molecular del polímero final^[1]

Se ha demostrado que el eugenol, al igual que otros compuestos fenólicos, son recolectores de radicales libres los cuales inhiben el proceso de polimerización de los materiales resinosos^[13]. Asimismo, se han observado efectos tales como:

1. Incremento de la rugosidad de la superficie y reducción en la microdureza de la resina

2. Disminución en la resistencia transversal y en la estabilidad del color de las resinas compuestas^[14,15, 16, 17].

3 Aumento del espesor de la brecha agente adhesivo-diente^[16]

4. Reducción de la fuerza de adhesión de la resina al tejido dentinario y de la adaptación marginal^[18, 19].

Fusijawa y Kadoma (1992), evaluaron los efectos de diferentes compuestos fenólicos en la polimerización de los metil metacrilatos (resina compuesta) con sus resultados concluyeron que el eugenol prolongaba el periodo de inducción debido a la presencia de su grupo hidroxifenol ((OH) OCH₃) y su grupo alil (CH₂CH:CH₂)^[20]

Hansen y Asmussen^[19] señalan que las resinas compuestas y los agentes adhesivos dentinarios requieren de la presencia de radicales para inducir el proceso de polimerización. El grupo hidroxilo presente en la



molécula de eugenol tiende a cargar positivamente a estos radicales libres bloqueando su reactividad. Este fenómeno ocurre aún en presencia de muy bajas dosis de eugenol.

2.1.6.3 Liberación de eugenol a partir de los cementos de ZOE

Desde el momento que reacciona con el óxido de zinc el eugenol no es disponible de manera inmediata ya que es liberado por hidrólisis. Cuando esta mezcla es expuesta a un medio acuoso, como la saliva o fluidos dentinarios, el exceso de agua rompe los enlaces simples dando origen a eugenol libre y óxido de zinc insoluble. La mayor velocidad de liberación de eugenol, ocurre durante los primeros segundos después de entrar en contacto con el agua, alcanzando su máximo a la hora en la saliva (211 ± 39 nmol/ min), y a las tres horas en la cámara pulpar ($0,3 \pm 0,2$ nmol / min) a partir de ese lapso de tiempo la velocidad de liberación declina exponencial y lentamente, hasta alcanzar los valores mínimos a los 14 días, ($0,4$ nmol /min en la saliva y $0,08$ nmol / min en la cámara pulpar). El eugenol libre puede difundir a la saliva y a la dentina adyacente y a través de los túbulos dentinarios alcanzar tejidos pulpares. ^[4]

Se ha observado que los niveles de eugenol liberados de una mezcla de un cemento de óxido de zinc y eugenol son mayores en la periferia del cemento de ZOE y su concentración disminuye a medida que se acerca a la cámara pulpar. El rango de difusión de eugenol es mayor a las 24 horas y decrece rápidamente después de una semana. ^[4]

Las proporciones polvo- líquido también tienen una influencia notoria en la mayor liberación de eugenol Se ha demostrado que las mezclas de ZOE



con una proporción polvo-liquido 1-1 permiten una menor liberación de eugenol y su eliminación adecuada con técnicas acondicionantes para una posterior restauración definitiva que en una proporción 1-2 ya que no interfieren en la adhesión o microfiltración de estas restauraciones. [21,22]

2.2. Cementos de ionómero de vidrio.

2.2.1 Descripción y norma correspondiente

Este biomaterial con múltiples aplicaciones clínicas, fue sintetizado por los ingleses A.D. Wilson y BE. Kent en 1969 y reportado en la revista *British Dental Journal* (A new translucent cement for Dentistry) Brit.Dent. J.132 - 1972.

La nomenclatura de ionómero, lingüísticamente es la combinación de ION y MER, como indicativo de cadenas moleculares grandes unidas por acción iónica. En estos cementos ionoméricos los monómeros se unen por cadenas cruzadas electrostáticamente. Sin embargo la nomenclatura correcta de estos cementos es la de polialquenoatos de vidrio, refiriéndonos también a los cementos *poliácidos de vidrio* o *policarboxílicos de vidrio*. Su definición corresponde a un cemento cuya composición es un vidrio básico y un poliácido que endurece mediante una reacción *ácido base*.

El cemento de ionómero de vidrio es una combinación del líquido del cemento de carboxilato de zinc con el polvo de vidrio de flúor alúmino-silicato del cemento de silicato, con lo cual se aprovechan las propiedades de



adhesión química del carboxilato, así como la liberación del flúor y la estabilidad dimensional del flúor aluminio-silicato.

Por la presencia de agua en su composición, entra en la categoría de los cementos fijados o a base de agua y corresponde a la norma 96 de la ADA. [3]

2.2.2. Clasificación

Se clasifica de acuerdo a su uso como:

- Material cementante
- Bases o forros cavitarios
- Material de restauración

2.2.3. Composición

Líquido

El líquido es una solución electrolítica de poliácido con radicales *carboxilos* denominado químicamente como *ácido polialquenoico*. También pueden ser incluidos ácido maleico, ácido acrílico, ácido itacónico o copolímeros: ácido acrílico- itacónico, ácido acrílico-maleico, y ácido polivinil fosfórico.



La reactividad del poliácido depende de los ingredientes del copolímero, así como su peso molecular y concentración. Con la adición de ácido maleico o itacónico al ácido acrílico el número de grupos carboxilos basados en el peso molecular total y su reactividad se ven incrementados.^[23]

El poliácido forma parte del líquido como una solución acuosa o es incorporado en el polvo del cemento en forma de partículas. En el último caso el líquido es agua en la cual el poliácido se disuelve al realizar la mezcla.^[23]

Gracias a la presencia de estos ácidos el ionómero de vidrio tiene la habilidad de adherirse a la estructura dental o estructuras metálicas sin un adicional tratamiento del sustrato o superficie.^[23]

Este mecanismo no ha sido dilucidado por completo pero se considera que el origen de esta habilidad es la reacción iónica de los grupos carboxilos en el poliácido con iones metálicos. Esto da origen a una unión por mecanismos de quelación y es la causa de que también tengan adhesión a los metales.^[23]

Polvo

La composición química del polvo es la de un vidrio especial de fluoro-aluminio-silicato de tipo opalescente gracias al fluoruro de Ca. (F.A.S. vidrio)^[24]

El vidrio de composición se basa en cuarzo fundido, alúmina, criolita, fluorita, trifluoruro de aluminio y fosfato de aluminio. La formulación en peso estaría conformada como se indica en la tabla 3.

COMPONENTE	PORCENTAJE EN PESO
Fluoruro de calcio	15.7- 20.1
Dióxido de silicio	35.2- 41.9
Oxido de aluminio	20.1- 28.6
Fosfato de aluminio	3.8 - 12.1
Fluoruro de aluminio	1.6 - 8.9
Fluoruro de sodio	4.1 - 9.3

Tabla 3. Composición del Polvo de Ionómero de Vidrio ^[1]

El oxido de silicio y el oxido de aluminio forman la estructura esquelética del vidrio en forma de tetraedro. Los iones de fluoruro no forman parte de la estructura esquelética tetraédrica, debido a esto difunden a la superficie de la matriz del cemento y ahí es liberado lentamente. De esta forma las propiedades físicas del ionómero de vidrio no se ven deterioradas incluso después de la liberación de fluoruro. ^[23]

2.2.4. Reacción química

Los iones hidrógeno del poliacido atacan las partículas de vidrio en presencia de agua, disolviendo así la parte más superficial de este vidrio y liberando iones Al^+ y Ca^+ . [23,24,25]

Los iones solubles de Ca^+ y Al^+ reaccionarán con los grupos carboxilo (negativos) del ácido para formar así *polisales* o *policarboxilatos* insolubles de Ca y Al . Estas polisales servirán de matriz a partículas de vidrio no reactivas. De estas polisales, la de calcio se forman primero como gel de consistencia firme (en las primeras 3 horas), y con posibilidad de tallarlo.

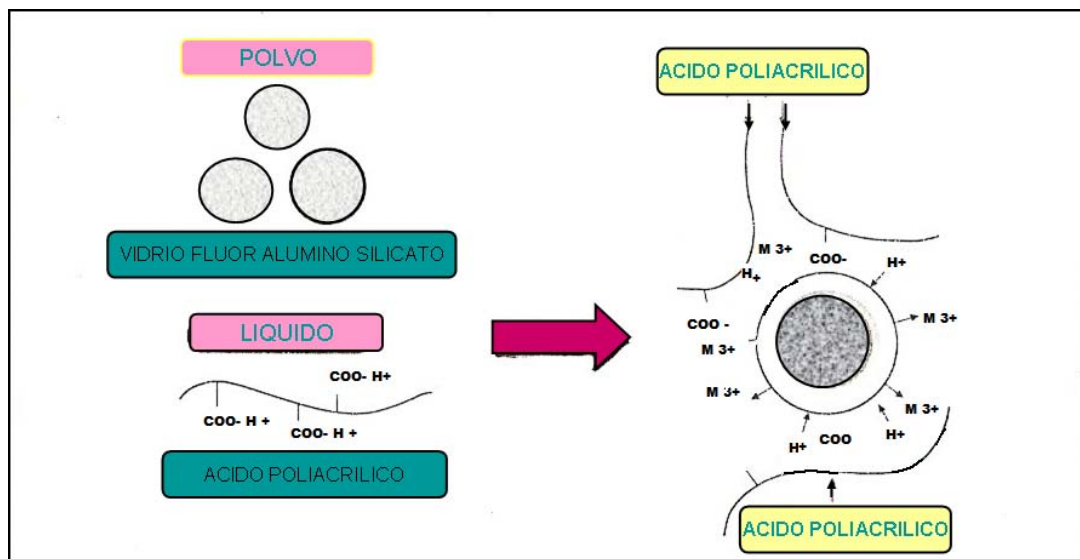


Fig. 3 Reacción química de los cementos de ionómero de Vidrio [23]

Posteriormente, los iones trivalentes de aluminio reaccionan durante las siguientes 48 horas, como mínimo. [23]

El ion de aluminio Al^{3+} que es inicialmente rodeado por cuatro átomos de oxígeno en el vidrio, se rodea de 6 átomos tomados de los grupos carboxílicos del agua, iones fluoruro, y otros iones aniónicos en la matriz polimérica del cemento.

La formación de policarboxilato de aluminio confiere la consistencia firme. La apariencia cambia de opaca a translúcida. Los iones de fluoruro y de fosfato forman sales y complejos insolubles

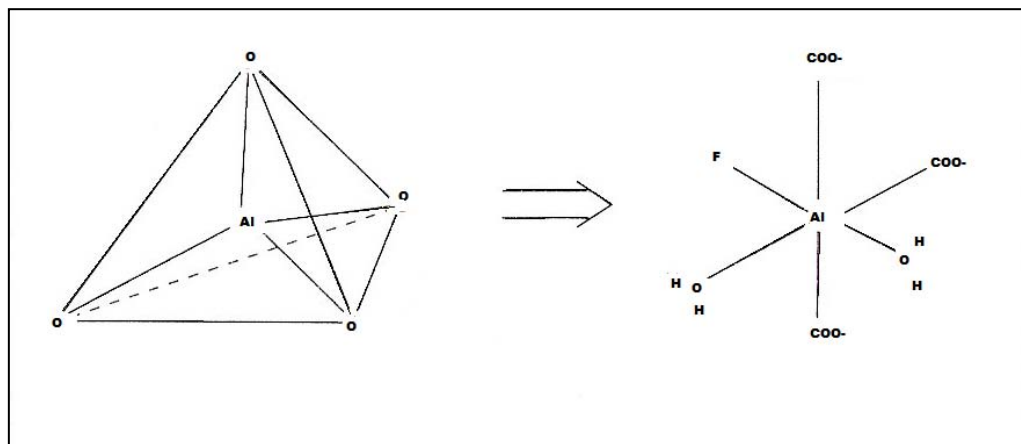


Fig. 4. Reacción del ión de aluminio durante la polimerización

Esta fase ocurre durante la preparación de la mezcla. En esta etapa, cuando aparece brillante superficialmente, posee el máximo de reactividad adhesiva y debe procederse de inmediato para cargar la restauración con el cemento y llevarla a posición. Cuando la mezcla pierde ese brillo, quedarán pocos grupos carboxilos disponibles para la unión. Es por esto que se recomienda a partir de dispensar el polvo y líquido en las proporciones indicadas por el fabricante, proceder a la mezcla rápida y vigorosa. [24]

Cuando los iones se incorporan a la matriz, se tornan insolubles, formando el material final fraguado. Sin embargo, en los materiales destinados a restauración este proceso es gradual, ya que los cristales

transparentes empleados tienen un contenido relativamente bajo en alúmina. Los iones que no han formado enlaces continúan siendo solubles y altamente vulnerables a su filtración por el agua. La exposición al agua va filtrando de la matriz constantemente estos iones en vías de unión, debilitando el material fraguado y provocando el reblandecimiento y la opacidad de la superficie. [25]

Una capa de gel de sílice es después formada en la interfase entre la matriz de cemento y las partículas de vidrio. Esta capa no ha sido analizada, sin embargo los elementos constitucionales metálicos disminuyen del núcleo interno de la matriz hacia la superficie externa con una menor concentración de iones de sílice en este gel. Fig. 5

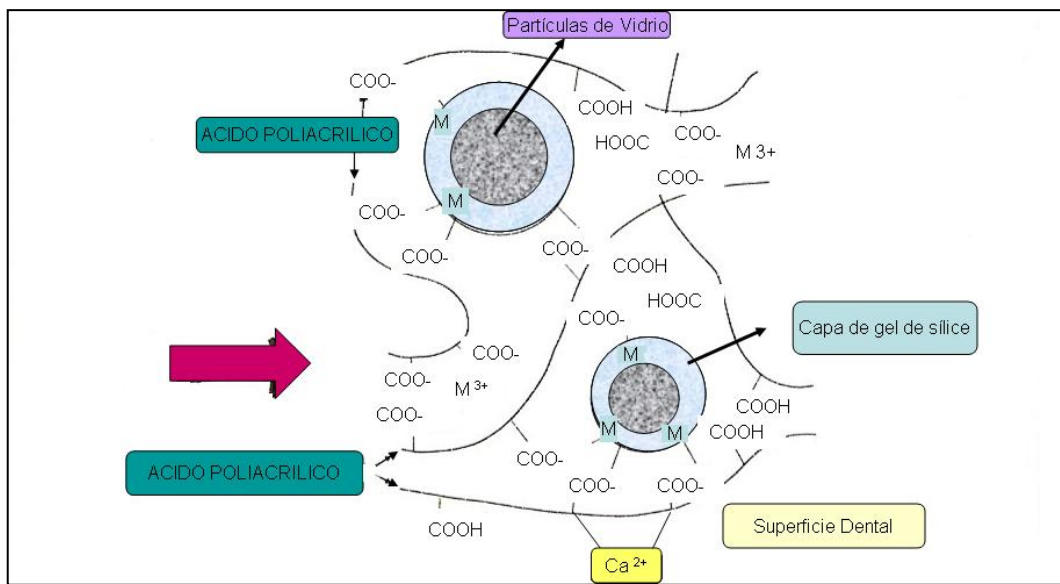


Fig. 5. Composición estructural durante la reacción final del cemento de ionómero de vidrio [23]

Esta capa necesita un periodo de semanas o incluso meses para endurecer totalmente. Algunos estudios han reportado que este cemento requiere varios meses para estabilizarse. [23,26]



Esta reacción descrita se encuadra químicamente como una reacción ácido -básica, con liberación de un subproducto: Iones de fluoruro, responsables del efecto anticariogénico característicos de estos cementos. [27]

2.2.5 Propiedades fisicoquímicas

- Aislante térmico y eléctrico.
- Como material cementante tiene valores altos de resistencia a la compresión.
- Tiene la más baja solubilidad de todos los cementos a las 24 horas de su colocación.
- Espesores de película menores a 25 micras.
- Su resistencia a la compresión permite usarlo en áreas de los dientes que reciban poca o ninguna carga de oclusión. [3]
- Baja reacción exotérmica.
- No se experimenta contracción de quelación.
- Adhesión específica al esmalte y dentina.
- Liberación de fluoruros. [24]

2.2.6. Cementos de ionómero de vidrio modificados con resina

Su sensibilidad a la humedad y su baja resistencia inicial resultado de su lenta reacción de endurecimiento del tipo ácido-base en los ionómeros convencionales, estimuló a los investigadores a mejorarlos, dando origen a los llamados ionómeros de vidrio modificados con resina o híbridos, donde



algunos grupos funcionales polimerizables fueron adicionados a sus formulaciones confiriéndoles procesos adicionales de polimerización ^[5]

Las primeras referencias sobre los cementos de ionómero de vidrio modificados con resinas aparecen a partir de 1988 cuando fue introducido en el mercado el Vitrebond®, de la Casa Dental 3M constituyendo, junto a otros materiales los cementos de primera generación. Desde entonces muchos otros productos se introdujeron en el mercado para ser utilizados sólo como materiales de bases cavitarias, y como forros. Posteriormente estos productos iniciales experimentaron diversos cambios, para ser utilizados como materiales restauradores. Es así, que las referencias sobre una nueva generación de ionómeros de vidrio modificados con resina aparecen aproximadamente a partir de 1992, definiéndose éstos como materiales restauradores estéticos, ya que contenían los componentes convencionales de los cementos de ionómero de vidrio que polimerizan químicamente y componentes resinosos fotopolimerizables^(28,32).

Estos materiales resolvieron las desventajas de los cementos de ionómero de vidrio convencionales tales como el corto tiempo de trabajo, el largo tiempo de fraguado y la sensibilidad a la humedad durante las etapas de endurecimiento; preservando a su vez las ventajas clínicas tales como la estética, la adhesión a los tejidos dentarios, la liberación de flúor y el aislamiento térmico⁽³²⁾. Ellos pueden terminarse inmediatamente después de curados teniendo un acabado superior a los ionómeros tradicionales, presentan menor sensibilidad a la humedad y tienen mejores propiedades mecánicas ^(33,34). La adhesión a la dentina ha sido mejorada⁽³⁵⁾, así como también se ha reducido la microfiltración marginal⁽³³⁾, preservando muchas de sus propiedades ventajosas tales como la unión al esmalte y a la dentina así como la liberación de iones de flúor⁽³⁶⁾.

Los cementos de ionómero de vidrio modificados con resina son predominantemente vidrios ionoméricos en un 80% con un 20% de resina fotocurable⁽³⁷⁾. En estos cementos el componente de agua es sustituido con una resina tal como el hidroxietilmetacrilato (HEMA) o BIS-GMA.

La reacción inicial es una interacción ácido-base, seguida por la polimerización fotoquímica de la matriz cuando es sometida al fotocurado⁽³⁸⁾. Algunos investigadores creen que la exposición a la luz sólo precipita un establecimiento inicial y que hay un período post-curado que dura típicamente 24 horas. Mientras que algunos de estos materiales son considerados de doble curado, materiales tales como el Fuji II LC®, y el Vitremer®, tienen una reacción de polimerización tricurada⁽³⁹⁾. Estos cementos polimerizan por vía reacción ácido-básica tradicional y posteriormente mediante polimerización fotoquímica. Esto forma una mezcla sólida en donde el HEMA y el ácido policarboxílico están vinculados por ligaduras de hidrogeno.

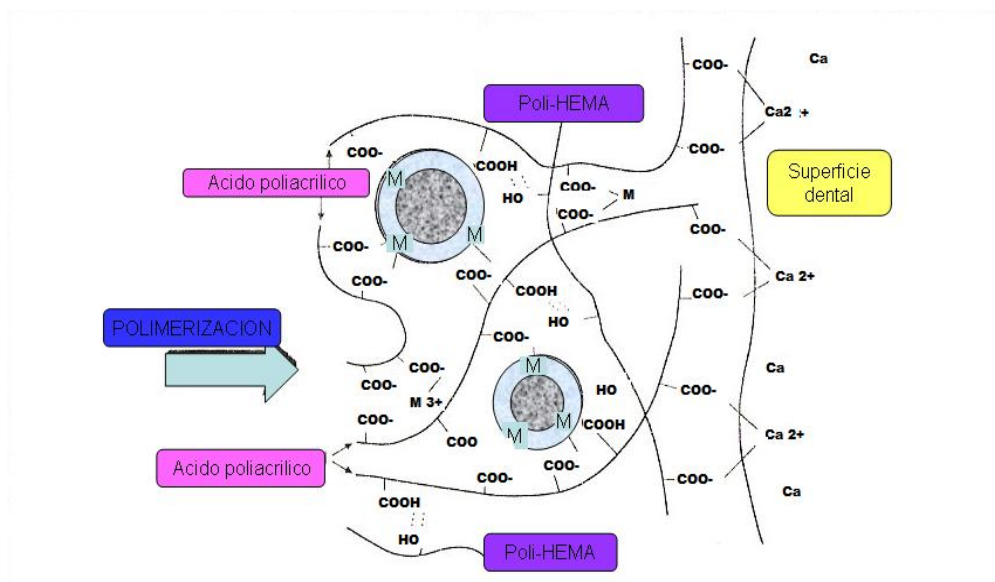


Fig. 6. Reacción de polimerización de ionómero de vidrio modificado con resina



Cemento de Ionómero de Vidrio de Triple Curado: Vitremer®

Combina tres mecanismos de polimerización distintas en un avanzado material de ionómero de vidrio. Estas reacciones son:

- La típica reacción ácido - básica lenta y duradera de todos los ionómeros de vidrio, la cual le otorga a los verdaderos ionómeros sus características principales tales como una liberación sostenida de flúor en el tiempo y la adhesión características de ellos.
- La polimerización por luz de los grupos activos poliméricos; este mecanismo como otorga al un tiempo de trabajo amplio y propiedades físicas óptimas en segundos.
- La polimerización de grupos poliméricos activos por un sistema de auto polimerización patentado. Este mecanismo relativamente rápido, comienza cuando el ionómero de vidrio es mezclado, sin afectar adversamente el tiempo de trabajo (3 minutos). La acción mecánica del mezclado y el agua del líquido activa el sistema catalizador, dando al material las propiedades físicas de fotopolimerización incluso en áreas donde no llega la luz. ^[39]



3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Mucho se ha hablado sobre el efecto del eugenol liberado de los cementos de ZOE ,en la inhibición de los procesos de polimerización; sin embargo no se tiene referencia directa sobre la alteración de estos procesos en cementos de ionómero de vidrio, que en su composición química presentan moléculas poliméricas, que durante su fraguado, proporcionan características propias para su utilización en múltiples procedimientos dentales.

4. JUSTIFICACIÓN

Diversas formulaciones de cementos de oxido de zinc y eugenol son utilizadas en la práctica clínica: para obturación de conductos radiculares, como material de obturación provisional, como base y como cementante temporal. El eugenol contenido en estos cementos le brinda sus propiedades sedativas, pero también se ha comprobado que interfiere en los procesos de polimerización de las resinas compuestas.

Los cementos de ionómero de vidrio son los materiales más versátiles, pues debido a su expansión lineal térmica parecida al tejido dental y a su liberación constante de fluoruro se ha convertido en un cemento de primera elección en diversas situaciones.

Debido a esto, la relación que presentan los cementos de ZOE con los diversos materiales de restauración y/ o cementación (en este caso cementos de ionómero de vidrio) es estrecha y el conocer las interacciones que existen entre estos materiales es fundamental para su adecuado manejo y la obtención de resultados exitosos.



5. OBJETIVOS

5.1 General

Conocer la influencia del eugenol liberado a partir de cementos de ZOE sobre las propiedades flexurales y la superficie en contacto de un cemento de Ionómero de Vidrio convencional y uno fotopolimerizable.

5.2 Específicos

- Determinar *In Vitro* la resistencia flexural y módulo flexural de 3 muestras de ionómero de vidrio convencional y 3 de ionómero de vidrio fotopolimerizable en contacto con ZOE después de 15 minutos de su conformación y al cabo de 5 días de almacenamiento en condiciones de temperatura y humedad simulando el medio bucal.
- Determinar *In Vitro* la resistencia flexural y módulo flexural de 3 muestras de ionómero de vidrio convencional y 3 de ionómero de vidrio fotopolimerizable en contacto con ZOE después de 24 horas de su conformación y al cabo de 5 días de almacenamiento en condiciones de temperatura y humedad simulando el medio bucal.
- Determinar *In Vitro* la resistencia flexural y módulo flexural de 3 muestras de ionómero de vidrio convencional y 3 de ionómero de vidrio fotopolimerizable en contacto con ZOE después de 7 días de su conformación y al cabo de 5 días de almacenamiento en condiciones de temperatura y humedad simulando el medio bucal.



- Identificar *in Vitro* cambios en la rugosidad de la superficie de 3 muestras de ionómero de vidrio convencional y 3 de ionómero de vidrio fotopolimerizable en contacto con ZOE después de 15 minutos de su conformación y al cabo de 5 días de almacenamiento en condiciones de temperatura y humedad simulando el medio bucal.
- Identificar *in Vitro* cambios en la rugosidad de la superficie de 3 muestras de ionómero de vidrio convencional y 3 de ionómero de vidrio fotopolimerizables en contacto con ZOE, después de 24 horas de su conformación y al cabo de 5 días de almacenamiento en condiciones de temperatura y humedad simulando el medio bucal.
- Identificar *in Vitro* cambios en la rugosidad de la superficie de 3 muestras de ionómero de vidrio convencional y 3 de ionómero de vidrio fotopolimerizable en contacto con ZOE después de 7 días de su conformación y al cabo de 5 días de almacenamiento en condiciones de temperatura y humedad simulando el medio bucal.

6. MATERIAL Y METODO

6.1 Materiales

- Cemento IRM Dentsply Caulk (1 polvo 38 gr, 1 liquido 14 ml) lote numero. 16068, país de origen U.S.A. (Fig. 7)
- Spofa Dental Kerr. Color A2 (1 polvo 15 gr, 1 liquido 15 ml) lote numero .1585780. país de origen Republica Checa. (Fig. 8)
- Cemento de Ionómero de Vidrio para restauración. Triple Curado 3M Vitremer, color A 3 (1 polvo 5 gr, 1 liquido 2.5 ml) lote numero. 20020829 , país de origen U.S.A. (Fig. 9)
- 1 frasco de Petrolato puro (Vaseline) como medio separador. (Fig. 10)
- Acetona
- Cintas Mylar



Fig. 7 Cemento IRM Dentsply Caulk



Fig. 8 Cemento de Ionómero de Vidrio convencional tipo II. Kavitan Plus



Fig. 9 Cemento de Ionómero de Vidrio para restauración Triple Curado 3M Vitremer



Fig 10 Medio separador

6.2 Instrumentos.

- ④ 9 *hacedores de muestras*. Metálicos, de 25 ± 2 mm x 2 ± 0.1 mm x 2 ± 0.1 mm. Ligeramente cubiertos con un medio separador para la preparación de las muestra para prueba. (Fig. 11)
- ④ 18 *laminas de vidrio*. 9 con un área suficiente para soportar los *hacedores de muestras* (2mm de espesor x 90 mm de largo x 4 0mm de ancho) y 9 con un área suficiente para cubrir los *hacedores* (30 mm x 30 mm) (Fig. 11)
- ④ 9 *pinzas de presión*. Para mantener fijos los *hacedores* en los cristales. (Fig. 11)

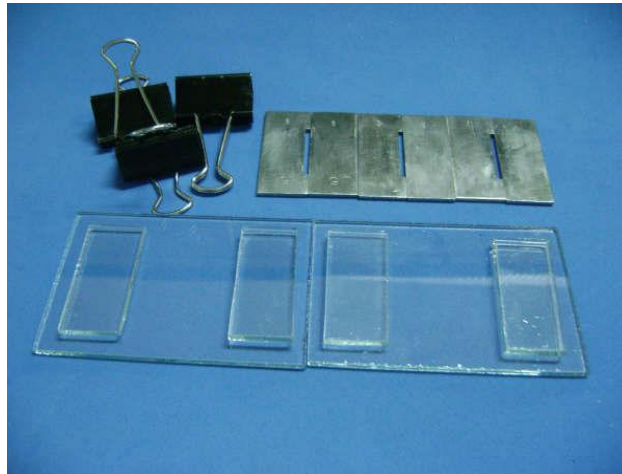


Fig. 11. Instrumentos para pruebas flexurales (Pinzas de presión, *hacedores de muestras metálicos*, *laminas de cristal*).

- ④ 2 *losetas de vidrio* .De 15 cm de largo, 8 cm de ancho y 2 cm de grueso. Una para la manipulación del cemento IRM y otra para la manipulación de las 2 presentaciones del cemento de ionómero de vidrio.

- 2 espátulas de acero inoxidable. Rígidas con un área de trabajo de 5 cm de largo, 7 mm de ancho y 1 mm de espesor. Una para la manipulación del cemento IRM y otra para la manipulación de las 2 presentaciones del cemento de ionómero de vidrio. (Fig. 12)



Fig. 12. Loseta de vidrio y espátula de acero inoxidable

6.3 Equipo

- Lámpara de fotopolimerización 3M ESPE Elipar 2500, modelo 5560^a País de origen U.S.A (Fig.13)
- Radiómetro Optiluxx , modelo 100 Kerr. No. de serie 142393, país de origen U.S.A (Fig. 14)



Fig. 13 Lámpara de fotopolimerización 3M ESPE

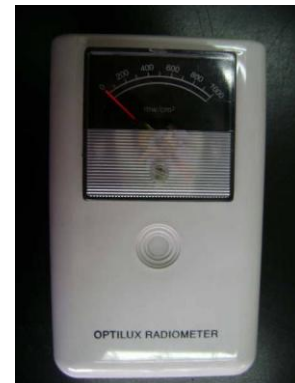


Fig. 14 Radiómetro Optiluxx

- Horno , Controlador de temperatura Poly Science (Fig. 15)
- Vernier Digital Absolute Digimatic , Mitutoyo, model No, CD4 CSX. No. Serie 06609197. país de origen Japón. (Fig. 16)
- Maquina Universal de pruebas INSTRON modelo 5567 (Fig. 17)
- Perfilómetro Mitutoyo Surfes. SJ- 201 (Surface Roughness Tester). (Fig. 18)



Fig. 15 Horno controlador de temperatura



Fig. 16. Vernier Digital



Fig. 18 Perfilómetro



Fig. 17. Maquina Universal de Pruebas INSTRON



6.3.1 Equipamiento para prueba y aparatos para aplicación de carga flexural.

Se utilizó una maquina INSTRON para aplicar una carga en tres puntos, que consiste esencialmente en 2 barras de 2 mm de diámetro montadas paralelas con 11 mm de distancia entre cada una y una tercera barra con 2 mm de diámetro sujeta al vástago superior, centrada entre y paralelamente a las otras 2. De modo que estas 3 barras en combinación pudieron ser usadas para aplicar los 3 puntos de carga en la muestra. Cada espécimen se sometió a una fuerza de flexión progresiva con una velocidad de carga de 1 mm. por minuto que se interrumpió en el momento en que las muestras fueran fracturadas, registrando de esta forma la resistencia flexural y modulo flexural de cada una.

6.3.2. Equipamiento para prueba de rugosidad de superficie

El equipo utilizado para dicha prueba fue el Perfilómetro Mitutoyo Surfest. SJ- 201 (Surface Roughness Tester) el cual consta de un detector que consiste en una punta de diamante ultramicrométrica cónica, con un ángulo de 60 grados y con un radio que puede ser de hasta 0.005mm. capaz de registrar los cambios en la rugosidad de la superficie de una muestra. El mecanismo de avance mueve el microdetector en línea recta sobre un recorrido previamente determinado en la pieza de ensayo que va desde los 0.025 mm. hasta los 2.5 mm. La aguja de diamante palpa de esta forma toda la rugosidad de la superficie. Las oscilaciones de la aguja se transforman en tensiones eléctricas cuya intensidad es directamente proporcional a la magnitud de las oscilaciones. Los impulsos eléctricos son aumentados



mediante un amplificador digital y un microprocesador calcula los valores de la rugosidad en micrómetros.

6.4 Tipo de estudio

Estudio Transversal experimental.

6.5 Población de estudio y muestra

Preparación de las muestras.

Las muestras fueron elaboradas a partir de los cementos de ionómero de vidrio y de IRM de las marcas y especificaciones antes mencionadas.

La manipulación de material para muestras se realizó a temperatura ambiente ($22 \pm 3^\circ\text{C}$) y humedad relativa de $55 \pm 5\%$, de acuerdo a las instrucciones del fabricante y con la cantidad suficiente de material con el fin de garantizar la preparación de cada muestra de ensayo a partir de una sola mezcla. (Fig. 19)

Se preparo una mezcla fresca para cada una de las muestras de ensayo. Dichas mezclas fueron colocadas inmediatamente en los correspondientes hacedores, los cuales fueron previamente posicionados sobre un soporte de vidrio (Fig. 20). Se colocó una cinta Mylar sobre la superficie expuesta para lograr un acabado lo mas liso posible. Enseguida se presionó la mezcla gentilmente con un cristal, lo que permitió la salida del exceso del material del molde. Por último se colocó la pinza de presión para que todo nuestro montaje quedara fijo y pudiera ser almacenado, obteniendo así las muestras. (Fig. 21)



Fig. 20 Colocación del material en los hacedores.



Fig. 19 Manipulación del material para muestras

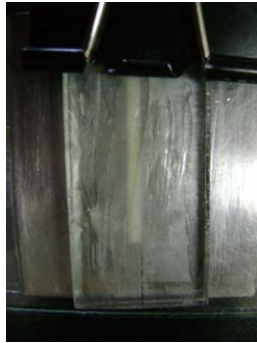


Fig. 21 Conformación de las muestras

Condiciones de almacenamiento.

Todas las muestras fueron almacenadas en un horno controlador de temperatura (*Temperature controller Poli Science*) con una humedad promedio de 95 % a 37^o C. por un lapso de 5 días después de su preparación antes de someterlas a las pruebas correspondientes. (Fig. 22)



Fig. 22. Almacenamiento de las muestras



Muestras control

Se realizaron 8 muestras control de Ionómero de vidrio, de reacción ácido base y de triple curado (4 por cada presentación) .

Las muestras de ionómero de vidrio de triple curado después de ser colocadas en los hacedores se fotopolimerizaron en 4 puntos a lo largo de toda su superficie según lo indicado por el fabricante (40 seg. por cada segmento), con una intensidad de luz azul de 450 mW/ cm^2 . (Fig. 23)

Muestras problema

Se realizaron 18 muestras de IRM siguiendo la manipulación indicada por el fabricante.

Variables de estudio

Antes de ser puestas en contacto con las muestras de ionómero de vidrio dichas muestras fueron almacenadas por diferentes lapsos de tiempo como se muestra a continuación:

Numero de muestras	Tiempo de almacenamiento antes del contacto
6	15 minutos
6	24 horas
6	7 días

Tabla 3. Tiempo de almacenamiento de muestras de IRM antes del contacto con Ionómero de Vidrio

Se realizaron 18 muestras de ionómero de vidrio en sus 2 presentaciones (9 por cada presentación, 3 por cada tiempo de almacenamiento antes del contacto) colocando sus hacedores de muestras encima de las muestras de IRM previamente realizadas retirando el cristal y la cinta Mylar para que las superficies de estos dos materiales estuvieran en íntimo contacto. (Fig. 24)

Las mezclas así conformadas se mantuvieron en contacto por 5 días. Antes de retirar las muestras de los hacedores se identificaron las superficies de los cementos de ionómero de vidrio que estuvieron en contacto con el IRM. (Fig. 25)

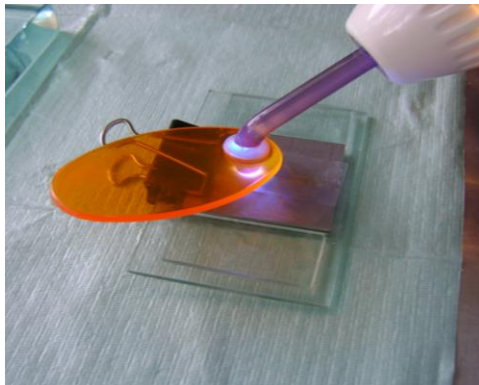


Fig. 23 . Fotopolimerización en 4 puntos a lo largo de toda la superficie de la muestra de I.V Fotopolimerizable.



Fig. 24. Colocación de hacedores de muestras encima de las muestras hechas con IRM.

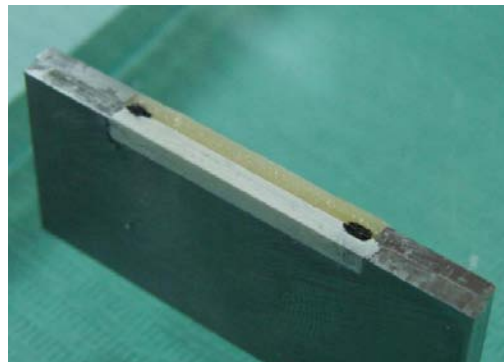


Fig. 25 Muestras conformadas, identificación de superficies en contacto antes del desmontaje.

La superficie de Ionómero de vidrio en contacto con IRM, fue limpiada con acetona para eliminar los restos de eugenol que pudieran haber quedado y sobre ésta se realizaron las pruebas de propiedades flexurales y análisis de superficie.

Todas las muestras de ionómero de vidrio (control y problema) fueron sometidas a las mismas pruebas descritas a continuación:

Procedimiento prueba de rugosidad de superficie

Antes de iniciar la prueba se calibró la punta de diamante sobre una superficie de metálica de calibración, proporcionada por el fabricante, obteniendo la medida promedio en micrómetros (Ra) de esa superficie, cuyo valor ($0.11\mu\text{m}$) servirá de referencia para comparar los valores de las muestras.

Se identificó la superficie en contacto con la muestra de IRM de manera que ésta fuera la superficie medida por la punta de diamante del perfilómetro. Se posicionó la muestra en un soporte para mantenerla lo mas perpendicular posible al extremo de la punta de diamante la cual recorrió 2.5 mm. de la superficie en cada muestra(Fig. 26). Se realizaron tres análisis por cada prueba registrando los datos obtenidos. (Fig. 27)



Fig. 26. Montaje de la muestra para pruebas de perfilometria



Fig. 27. Registro de la rugosidad de superficie de la muestra.

Procedimiento pruebas flexurales

Se midieron las dimensiones de cada muestra con una precisión de ± 0.01 mm después de haber cumplido con su periodo de almacenamiento y antes de aplicar la carga.

Se colocó cada muestra en los soportes de la maquina INSTRON posicionándolo de manera que la superficie del ionómero de vidrio que permaneció en contacto con el IRM sea la superficie sobre la que se aplicara la carga (Fig.28). Se aplicó la carga en un rango de 50 ± 16 N / min. Con una velocidad de 1mm por minuto, hasta que la muestra fue fracturada. Se registraron los valores de resistencia flexural y modulo flexural para cada muestra.

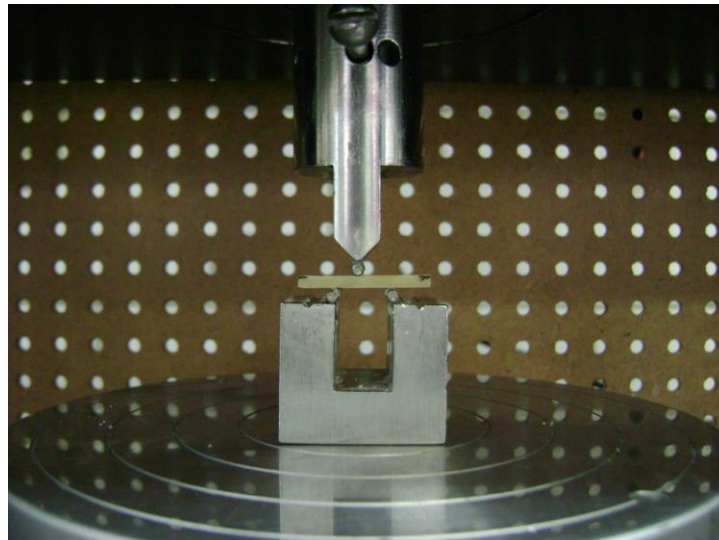


Fig. 28. Posicionamiento de la muestra para pruebas flexurales

7. PLAN DE ANÁLISIS.

Los resultados obtenidos a partir de las pruebas de Perfilometría y pruebas flexurales para las muestras de ionómero de vidrio convencional (Kavitan Plus ®) y fotopolimerizable (Vitremer 3M ®) fueron sometidos a un análisis estadístico de varianza (ANOVA) e intervalos (Turkey Kromer) con un nivel de significancia $P < 0.05$ para comparación entre grupos.

8. RESULTADOS

Pruebas de perfilometría

Los resultados obtenidos a través del perfilómetro para cada una de las muestras de ionómero de vidrio convencional se muestran en las tablas 5- 8 y fotopolimerizable en las tablas 9-12. La figura 29 corresponde a los resultados obtenidos para cada muestra de ionómero de vidrio convencional y la figura 30 a los resultados de las muestras de ionómero de vidrio fotopolimerizable.

MUESTRA	VALOR 1 (μm)	VALOR 2 (μm)	VALOR 3 (μm)	PROMEDIO(μm)
1	0.59	0.56	0.54	0.563
2	0.23	0.56	0.36	0.383
3	0.32	0.22	0.21	0.25
4	1.01	0.89	1.07	0.99
				0.546

Tabla 4. Perfilometría Ionómero de Vidrio Convencional Muestras Control



MUESTRA	VALOR 1 (μm)	VALOR 2(μm)	VALOR 3(μm)	PROMEDIO(μm)
1	4	3.5	1.93	4
2	3.99	3.52	1.99	3.52
3	4.01	3.54	2.02	1.98
				3.166

Tabla 5. Perfilometría muestras Ionómero de Vidrio Convencional 15 minutos

MUESTRA	VALOR 1(μm)	VALOR 2(μm)	VALOR 3(μm)	PROMEDIO(μm)
1	3.74	4.09	2.42	3.416
2	3.99	3.56	3.46	3.67
3	1.71	1.73	1.37	1.603
				2.896

Tabla 6. Perfilometría muestras Ionómero de Vidrio convencional 24 horas.

MUESTRA	VALOR 1 (μm)	VALOR 2 (μm)	VALOR 3 (μm)	PROMEDIO(μm)
1	0.39	0.45	0.39	0.41
2	0.41	0.58	0.36	0.45
3	0.79	0.8	0.82	0.803
				0.554

Tabla 7. Perfilometría muestras Ionómero de vidrio convencional 7 días.

MUESTRA	VALOR 1(μm)	VALOR 2 (μm)	VALOR 3 (μm)	PROMEDIO(μm)
1	2.52	2.28	2.34	2.38
2	1.28	1.3	1.37	1.316
3	2.33	2.53	2.54	2.466
4	0.81	0.84	0.87	0.84
				1.750

Tabla 8. Perfilometría muestras control Ionómero de Vidrio Fotopolimerizable

MUESTRA	VALOR 1 (μm)	VALOR 2 (μm)	VALOR 3 (μm)	PROMEDIO(μm)
1	2.97	2.81	3.05	2.943
2	5.41	5.6	5.44	5.483
3	3.96	2.65	2.8	3.136
				3.854

Tabla 9. Perfilometría muestras Ionómero de Vidrio Fotopolimerizable 15 minutos

MUESTRA	VALOR 1 (μm)	VALOR 2 (μm)	VALOR 3 (μm)	PROMEDIO(μm)
1	2.81	2.59	2.58	2.66
2	2.96	2.82	2.75	2.843
3	2.75	3.43	3.46	3.213
				2.905

Tabla 10. Perfilometría muestras Ionómero de vidrio fotopolimerizable 24 horas

MUESTRA	VALOR 1 (μm)	VALOR 2 (μm)	VALOR 3 (μm)	PROMEDIO(μm)
1	2.96	2.51	2.5	2.656
2	1.95	2.42	2.22	2.163
3	2.32	2,37	2.28	2.323
				2.381

Tabla 10. Perfilometría muestras ionómero de Vidrio fotopolimerizable 7 días

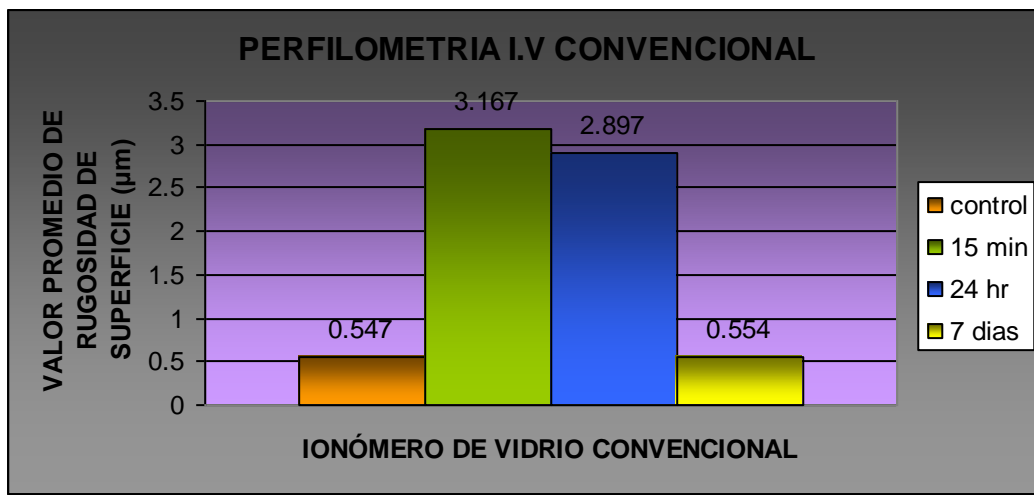


Fig. 29. Perfilometría muestras ionómero de vidrio convencional. Existen diferencias estadísticamente significativas entre el grupo control con los grupos de 15 minutos y 24 horas.

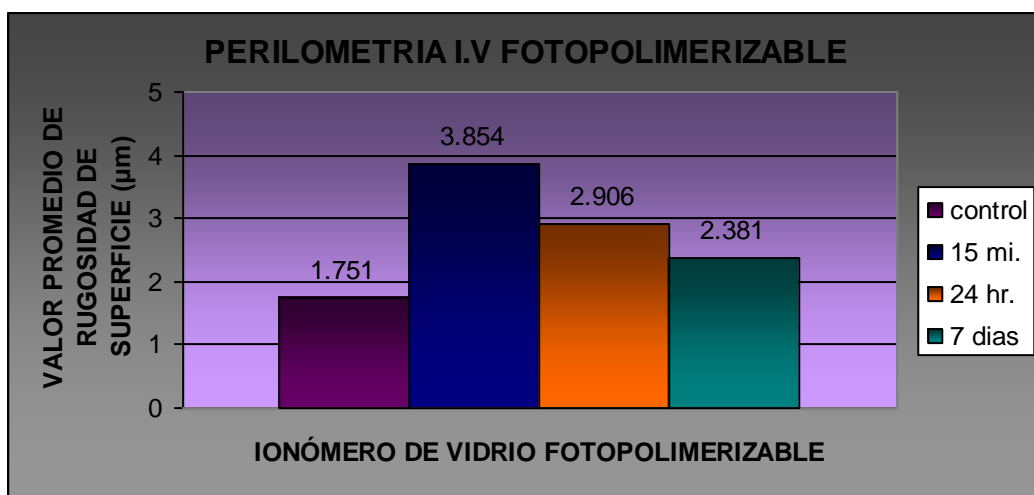


Fig. 30. Perfilometría muestras ionómero de vidrio fotopolimerizable. Existen diferencias estadísticamente significativas entre el grupo control y el grupo de 15 minutos.

Pruebas flexurales

Los datos obtenidos en las muestras de ionómero de vidrio convencional para resistencia flexural y módulo flexural se muestran en las tablas 13- 16 y los obtenidos en las muestras de ionómero de vidrio fotopolimerizable en las tablas 17-20. Las figuras 31 y 32 pertenecen a los resultados de las muestras de ionómero de vidrio convencional y las figuras 33 y 34 a los resultados de muestras de ionómero de vidrio fotopolimerizable.

NO. MUESTRA	MEDIDA	RESIST. A LA FLEXION (MPa)	MODULO FLEXURAL (MPa)
1	2.15 x 2.16	40.88	7971
2	2.13 x 2.16	43.86	10490
3	2.07 x 2.16	43.53	10600
4	2.07 x 2.11	51.55	9407
	PROMEDIO	44.955	9617

Tabla 13. Resultados obtenidos en pruebas flexurales de muestras control de ionómero de vidrio convencional



NO. MUESTRA	MEDIDA	RESIST. A LA FLEXION (MPa)	MODULO FLEXURAL (MPa)
1	2.10 x 2.19	42.23	4270
2	1.94 x 2.06	41.95	4110
3	1.97 x 2.13	40.21	7750
	PROMEDIO	41.463	5376.666

Tabla 14. Resultados obtenidos en pruebas flexurales de muestras de ionómero de vidrio convencional 15 minutos.

NO. MUESTRA	MEDIDA	RESIST. A LA FLEXION (MPa)	MODULO FLEXURAL (MPa)
1	2.00 x 2.14	35.98	7065
2	2.05 x 2.02	46.74	9842
3	1.98 x 2.18	42.09	7593
	PROMEDIO	41.603	8166.6

Tabla 15. Resultados obtenidos en pruebas flexurales de muestras de ionómero de vidrio convencional 24 horas.

NO. MUESTRA	MEDIDA	RESIST. A LA FLEXION (MPa)	MODULO FLEXURAL (MPa)
1	1.62 x 1.64	64.07	8570
2	2.03x 2.16	39.55	9780
3	2.01 x 2.09	40.10	8876
	PROMEDIO	47.906	9073.333

Tabla 16. Resultados obtenidos en pruebas flexurales de muestras de ionómero de vidrio convencional 7 días.

NO. MUESTRA	MEDIDA	RESIST. A LA FLEXION (MPa)	MODULO FLEXURAL (MPa)
1	2.15 x 2.39	42.62	7030
2	1.94 x 2.06	46.27	7460
3	1.97 x 1.13	42.36	7550
4	1.97 x 1.13	34.12	7830
	PROMEDIO	41.342	7348

Tabla 17. Resultados obtenidos en pruebas flexurales de muestras control de ionómero de vidrio fotopolimerizable.



NO. MUESTRA	MEDIDA	RESIST. A LA FLEXION (MPa)	MODULO FLEXURAL (MPa)
1	2.17 x 2.21	41.54	7707
2	2.27 x 2.09	41.55	7486
3	2.11 x 2.27	36.13	6019
	PROMEDIO	38.74	7070.666

Tabla 18. Resultados obtenidos en pruebas flexurales de muestras de ionómero de vidrio fotopolimerizable 15 minutos.

NO. MUESTRA	MEDIDA	RESIST. A LA FLEXION (MPa)	MODULO FLEXURAL (MPa)
1	2.14 x 2.14	32.00	3691
2	2.10 x 2.02	29.21	6838
3	2.13 x 2.13	41.34	7610
	PROMEDIO	34.184	6046.333

Tabla 19. Resultados obtenidos en pruebas flexurales de muestras de ionómero de vidrio fotopolimerizable 24 horas.

NO. MUESTRA	MEDIDA	RESIST. A LA FLEXION (MPa)	MODULO FLEXURAL (MPa)
1	2.37 x 2.10	44.51	7696
2	2.05 x 2.14	69.66	7636
3	2.05 x 2.14	63.90	8398
	PROMEDIO	59.356	7910

Tabla 20. Resultados obtenidos en pruebas flexurales de muestras de ionómero de vidrio fotopolimerizable 7 días.

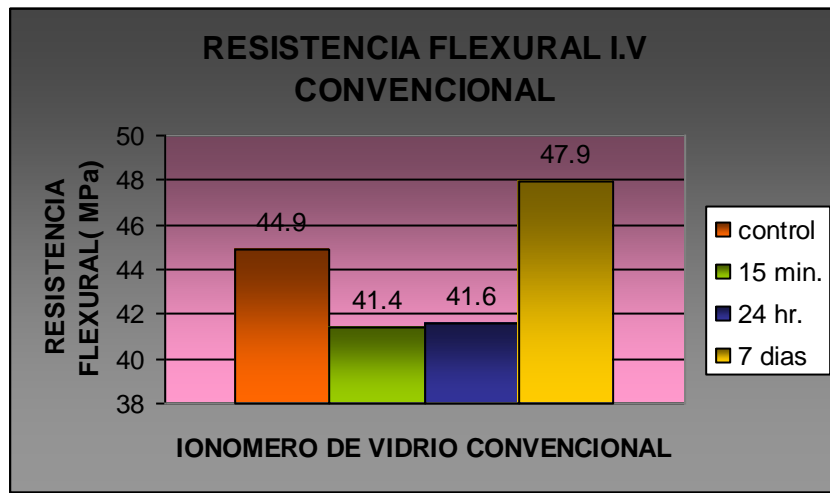


Fig. 31. Resistencia flexural de ionómero de vidrio convencional. No existen diferencias estadísticamente significativas.

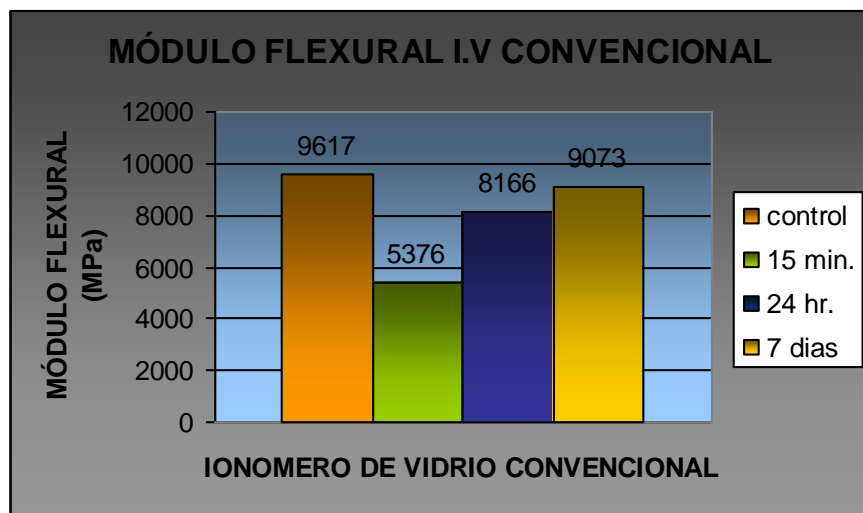


Fig. 32. Módulo flexural de muestras de ionómero de vidrio convencional. Existen diferencias estadísticamente significativas entre el grupo control y el grupo de 15 minutos.

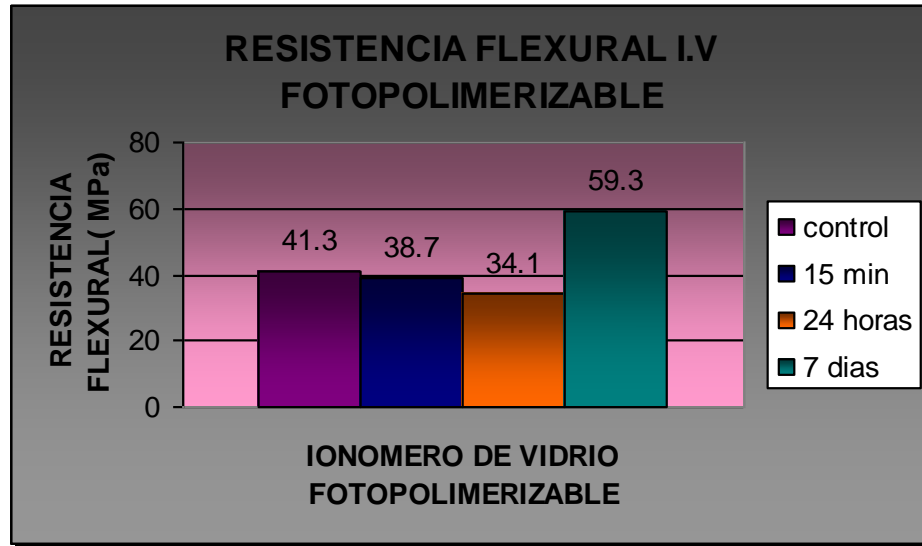


Fig. 33. Resistencia flexural de muestras de ionómero de vidrio fotopolimerizable. Existe diferencia significativa entre los valores d las muestras control y el grupo 15 minutos.

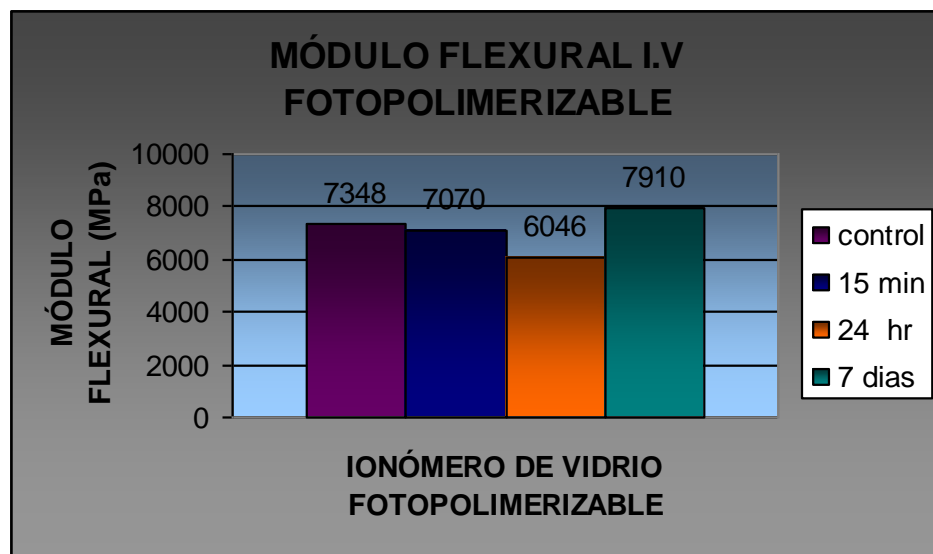


Fig. 34. Módulo Flexural ionómero de vidrio fotopolimerizable . No existen diferencias estadísticamente significativas.



9. DISCUSIÓN

Dentro de las características que presentan los materiales para restauración, es indispensable que posean adecuadas propiedades mecánicas según su aplicación clínica, para garantizar un tratamiento exitoso.

Las propiedades mecánicas de los cementos de ionómero de vidrio están estrechamente relacionadas con diversos factores, algunos son controlados por el fabricante, y otros están en manos del clínico.

El fabricante interviene en la microestructura del cemento: integridad de la interfase entre las partículas de vidrio y la matriz polimérica, el tamaño de partícula, número y tamaño de espacios vacíos; ^[40] así como en su composición química, tal es el caso de la adición de copolímeros de ácido acrílico. Por otro lado durante la manipulación de estos cementos, las proporciones de polvo- líquido, tiempo de trabajo, contaminación con agua u otros agentes que interfieran en la polimerización de los cementos de ionómero de vidrio repercuten considerablemente en sus propiedades mecánicas. ^[41]

Una mayor integridad microestructural provee al cemento de unas mejores propiedades mecánicas. ^[42] Esta integridad puede verse adversamente afectada por la presencia de eugenol. Ha sido demostrado que este compuesto disminuye las propiedades físicas de los materiales poliméricos ocasionando menor dureza superficial ^[43] y por lo tanto menor resistencia a la flexión ^[44], inhibición de polimerización e incremento de rugosidad y coloración. ^[14]



De acuerdo a la metodología planteada en esta investigación, cabe mencionar que mediante el uso de aditamentos propios para pruebas flexurales según lo indica la especificación No. 27 de la ADA , se logró mantener en contacto íntimo las muestras de ionómero de vidrio tanto convencional como fotopolimerizable con las muestras de IRM, durante un periodo de 5 días , simulando las condiciones bucales de temperatura y humedad.

Los resultados obtenidos a partir del presente estudio, revelan una correlación importante entre la presencia de eugenol liberado a partir de un cemento de IRM y la disminución de propiedades flexurales del cemento de ionómero de vidrio en contacto con éste. Esto concuerda con los resultados publicados acerca de la interacción del eugenol con otros materiales poliméricos tales como las resinas compuestas. ^[46]

Debido a que después de una amplia búsqueda sobre la interacción del ZOE con los cementos de ionómero de vidrio, no se obtuvieron referencias específicas publicadas, los resultados obtenidos en este estudio experimental a corto plazo, pueden ser utilizados como referencia para discutirse y comentarse en estudios posteriores relacionados.

Se observó un decremento importante en las propiedades mecánicas flexurales (módulo flexural y resistencia flexural) de los cementos de ionómero de vidrio convencional y fotopolimerizable, al estar en contacto durante 5 días con IRM, al cabo de 15 minutos y 24 horas después de la conformación de éste ultimo. Después de 7 días, estas propiedades incrementaron, obteniendo valores muy cercanos a los del grupo control.



En cuanto al análisis de perfilometría para los cementos de ionómero de vidrio convencional. Existen diferencias estadísticamente significativas entre los valores del grupo control (0.547 μm) y los obtenidos en los grupos 15 minutos (3.167 μm) y 24 horas (2.897 μm). Obteniendo valores muy cercanos al grupo control en el grupo de 7 días (0.554 μm).

Para los cementos de ionómero de vidrio fotopolimerizable, se obtuvieron valores estadísticamente significativos entre el grupo control (1.751 μm) y el grupo de 15 minutos (3.854 μm). Observándose cambios aunque no significativos en los grupos de 24 horas y 7 días.

Las propiedades flexurales de los materiales, representan su rigidez o fragilidad relativa . Prosser y Co.^[48] mencionan que las pruebas orientadas a estas propiedades, nos ofrecen un parámetro adecuado para dar cuenta de la resistencia tensional de los cementos de ionómero de vidrio.

De acuerdo a los valores obtenidos hay un claro indicio de disminución en la resistencia de los cementos de ionómero de vidrio en contacto con ZOE, reflejando estos efectos en la rugosidad de superficie que es indicativo de una despolimerización del material, y en la disminución en la resistencia y módulo flexural haciéndolos más propensos a la fractura, sobre todo al ponerse en contacto después de 15 minutos de la conformación del ZOE.

Los resultados obtenidos, pueden relacionarse con la cantidad de eugenol liberado durante el tiempo de almacenamiento del IRM. Existen datos que mencionan que el rango de liberación y difusión del eugenol derivado de los cementos de ZOE incrementa a partir de su conformación presentando niveles más altos durante las primeras 24 horas, posterior a esto, el rango de liberación decrece rápidamente alrededor de los 7 días.^[44]



Conforme a estos datos se observa que hay una relación directamente proporcional entre la cantidad de eugenol liberado y los efectos que ocasiona en el ionómero de vidrio tanto convencional como fotopolimerizable. Es importante tomar en consideración que debido a su composición, el IRM es un ZOE mejorado al que se le añaden materiales de relleno, que reducen la cantidad de eugenol total en la mezcla. De esta manera los efectos adversos pueden verse aumentados con los cementos de ZOE convencionales que contengan una mayor concentración de eugenol en su fórmula, o debido a una proporción mayor de líquido durante su manipulación.

Es importante mencionar que una completa maduración del cemento de ionómero de vidrio puede requerir incluso meses hasta lograr una estabilidad total, [41, 47] por lo que los valores presentados en este estudio podrían variar en relación al tiempo de permanencia en la cavidad bucal.



10. CONCLUSIONES

De acuerdo a las condiciones y limitantes presentadas en este estudio se concluye lo siguiente:

- ④ Fué posible mantener en contacto muestras de ZOE y muestras de cemento de ionómero de vidrio bajo condiciones de almacenamiento que simulan humedad y temperatura del ambiente bucal.
- ④ El eugenol presente en el cemento de ZOE, provoca un efecto adverso sobre los cementos de ionómero de vidrio, tanto convencionales como fotopolimerizables, disminuyendo sus propiedades mecánicas de flexión y aumentando la rugosidad de superficie, sobre todo al ponerse en contacto después de 15 minutos de la conformación del ZOE.
- ④ El aumento de los valores de perfilometría (rugosidad) del grupo 15 minutos y 24 horas en el ionómero de vidrio convencional, tienen un valor estadísticamente significativo en comparación con el grupo control.
- ④ El aumento de los valores de perfilometría (rugosidad) de las muestras de ionómero de vidrio fotopolimerizable muestran una diferencia estadísticamente significativa entre los grupos control y a los 15 minutos.



- Ⓔ Existe una disminución estadísticamente significativa en el módulo flexural del grupo de 15 minutos en comparación con el grupo control del cemento de ionómero de vidrio convencional.



11. REFERENCIAS BIBLOGRAFICAS

1. Craig RG. Materiales de odontología restauradora. 10ª ed. Madrid. Harcourt Brace, 1998 Pp. 584- 592
2. Sticht FD, Smith PM. Eugenol: Some pharmacologic observations. J Dent Res 1971, 50: 1531-1535
3. Barceló F. Palma M. Materiales Dentales 3ª ed. México: Editorial Trillas, 2008. pp 84-86
4. Hume W.R. In vitro studies on the local pharmacodynamics, pharmacology and toxicology of eugenol and zinc oxide-eugenol. Int.Endodontic J.1998, 21(2): 130- 134
5. Civjan S, Huget EF, Wolfhard G, Waddell LS. Characterization of zinc oxide-eugenol cements reinforced with acrylic resin. J Dent Res. 1972, 51:107-14.
6. Jendresen MD, Phillips RW, Swartz ML, Norman RD. A comparative study of four zinc oxide and eugenol formulations as restorative materials. Part I. J Prosthet Dent 1969; 21:176-83.
7. Markowitz K, Moynihan M, Kim S. Biologic properties of Eugenol and Zinc oxide-eugenol. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1992;73:729-39.
8. Schwartz R, Murchison D, Walker W. Effects of eugenol and non eugenol endodontic sealer cements on post retention. J Endod. 1998;24:564-67.
9. Briseño B, Willers Lausen B. Root canal sealer cytotoxicity on human gingival fibroblasts. JJ Endodon 1990;16:383
10. Hume W.R. An analysis of the realase and the diffusion through dentin of eugenol from zinc oxide-eugenol mixtures. J Dent Res.1983. 63. 3. 881-884
11. Gossel TA. Relieving the pain of toothache. US-Pham 1986;11:23-4,28,31-2.
12. Jendresen MD, Phillips RW, Swartz ML, Norman RD. A comparative study of four zinc oxide and eugenol formulations as restorative materials. Part I. J Prosthet Dent 1969;21:176-83.
13. .Taira J, Ikemoto T, Yoneya T, Hagi A, Murakami A, Makino K. Essencial oil phenyl propanoids. Free Radic Res Commun 1992;16:197-04.



14. Grajower R, Hirschfeld Z, Zalkind M. Compatibility of a composite resin with pulp insulting materials. A scanning electron microscope study. J. Prosthet Dent. 1974. 32 (1) 70-77.
15. Ganss C, Jung M. Effect of eugenol & endash;containing temporary cements on bond strength of composite to dentin. Oper Dent 1998;23:55-62.
16. Leirskar J, Nordb H. The effect of zinc oxide-eugenol on the shear bond strength of a commonly used bonding system. Endod Dent Traumatol 2000;16:265-68.
17. Marshall SJ, Marshall GW, Harcourt JK. The influence of varios cavity bases on the micro-hardness of composites. Aust Dent J 1982;27:291-95.
18. Peters O, Göhring TN, Lutz F. Effect of eugenol-containing sealer on marginal adaptation of dentine-bonded resin fillings. Int Endod J 2000; 7: 242-250
19. Hansen EK, Asmussen E. Influence of temporary filling materials on effect of dentin-bonding agents. Scand J Dent Res 1987;95:516-20.
20. Fujisawa S, Kadoma Y. Effect of Phenolic compounds on the polymerization of methyl methacrilate. Den. Mat, 1992. 8: 324-326
21. AUJ. Yap, KC.Shani, ET.Loh, SS.Sim, CC.Tan. nfluence of eugenol-containing temporary restorations on bond strength of composite to dentin. Operat. Dent. 2001, 26: 556-561.
22. AUJ. Yap, KC.Shani, ET.Loh, SS.Sim, CC.Tan. Influence of ZOE temporary restorations on microleakage in composite restorations. Operat Dent, 2002, 27: 142-146.
23. Carel L. Mjor I. Advances In Glass-Ionomer cements.1a edición. Chicago Quintessence Publishing,. 1999 pp 18-24 , 28 -32
24. 24.. Guzman H. Biomateriales Odontologicos de uso Clinico. tercera edición Bogota ,Ecoe ediciones, , 2003. pp 62-69
25. Phillips R La Ciencia de los Materiales Dentales .9a edición, México. Interamericana Mc Graw Hill, 1993. Pp 101-102
26. Cattani L, Dupuis V, Payan J , Moya J. Effect of water on the physical properties of resin- modified glass ionómero cements. Dent. Mat. 1999, 15 : 71-78
27. Wilson, A.D. The Development of glass Ionoiner Cements .Dent, Upd, 1977. 2: 134-156



28. Croll, T.; Killan, C. Visible light hardened glass ionomer resin cement restorations for primary teeth: New Development. *Quintessence Int.* 1992. 23:679-682.
29. Wilson A, McLean J. *Glass Ionomer Cement*. 3a edición, Chicago Ill. Quintessence books. Pp 52-55.
30. Wilson, A.; Nicholson, J. *Resin glass polyalqueonate cements: their biomedical an industrial applications*. Cambrige England University. Press(1993), pp169-175.
31. Nicholson J, Wilson A. Proposed nomenclature for glass ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int.* 1994. 25:587-589.
32. Tate, W. Friedi, K. Powers J. Bond strenght of composites to hibrid ionomers. *Oper. Dent.* 1996. 21:147-152.
33. Crim C. Marginal leakage of visible light-cured glass ionomer restorative materials. *J. Prost. Dent.* 1993. 69:561-563.
34. Mount G. Clinical placement of modern glass ionomer cements. *Quintessence. Int.* 1993. 24:99-107.
35. Hinoruka K, Miyazaki, M, Onose H. Dentin bond strenght of light-cured glass ionomer cements. *J. Dent. Resch.* 1991 70:1542-1544.
36. Momoi Y, Cabe J. Fluoride release from light-activated glass ionomer restorative cements. *Dent. Mater.* 1993. 9:151-154.
37. Helpin M, Rosemberg H Resin-modifeed glass ionomer in pediatric dentistry. *J. Pract. Hyg.* 1996. 5:33-35.
38. Sidhu A, Watson T. Resin-modified glass ionomer materials. A status report for the Am. J. of Dent. *Am. J. Dent.* 1995. 8:59-67.
39. Vaikutam J Resin modefud glass ionomer cements. (RM GICS: Implications for use in pediatric dentistry. *J. of Dent., for Children.* 1997.131-134.
40. Cattani M.A, Godin C., M.Meyer J.. Early strength of glass ionómero cements. *Dent. Mater.* 1993, 9: 57-62
41. Cattani M.A, Duipus V., Payan J, .Moya F. Effect of water on the physical properties of resin modified glass ionómero cements. *Dent.Mat.* 1999, 15: 71-78
42. Xie D., Brantley W, Cultbertson B.M, Wang G.. Mechanical properties and microstructures of glass ionómero cements. *Dent. Mat* 2000, 16: 129-138
43. Civjan S, Huget EF, Seimon H. Compatibility of resin composites with varnishes, liners and bases. *J. Dent. Res.* 1973, 52, 65-70
44. Reisbick MH, Brodsky JF. Strength parameters of composite resins . *J. Or Sc.* 1971, 26 (2) 66-70
45. AUJ Yao,, KC Shah, ETLoh, ,Influence of ZOE Temporay Restorations on Microleakage in Composite Restorations. *Op Dent*, 2002, 27, 142-146.
46. Alan D, Wilson. John W. Mc clean . *Glass Ionomer Cement*. Quintessence books, 1988, Chicago Ill, pp 52-55
- 47 Prosser H.J,Powis, DR, Wilson AD. Glass Ionomer Cements of improved flexural strength. *J.Dent.Res.* 1986,65:146-8