



**UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTÓNOMA DE MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**INFLUENCIA DE LA EXPOSICIÓN AL CALOR
SOBRE LAS PROPIEDADES FÍSICAS DE LOS
CEMENTOS DENTALES A BASE DE AGUA.
ESTUDIO EXPERIMENTAL.**

T E S I S A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A :

GUSTAVO GALICIA MARTÍNEZ

DIRECTOR: MTRO. CARLOS ALBERTO MORALES ZAVALA

MÉXICO D. F.

2007



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.



ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN.	1
2. ANTECEDENTES.	2
2.1 Cemento de fosfato de cinc.	2
2.1.1 Composición.	2
2.1.2 Química de la reacción.	3
2.1.3 Técnica de mezcla.	4
2.1.4 Cuidados con el líquido.	4
2.1.5 Clasificación.	5
2.1.6 Resistencia a la compresión.	5
2.1.7 Espesor de película.	5
2.1.8 Acidez.	6
2.1.9 Capacidad de unión cementante.	6
2.1.10 Usos.	6
2.1.11 Ventajas.	7
2.1.12 Desventajas.	7
2.2. Policarboxilato de cinc.	8
2.2.1 Composición.	8
2.2.3 Química de la reacción.	9
2.2.4 Tiempo de manipulación.	9
2.2.5 Cuidados con el líquido.	10
2.2.6 Clasificación.	10
2.2.7 Resistencia a la compresión.	10
2.2.8 Espesor de película.	11
2.2.9 Usos.	11
2.2.10 Ventajas.	11
2.2.11 Desventajas.	11



2.3 Ionómero de vidrio.	12
2.3.1 Composición.	12
2.3.2 Química de la reacción.	13
2.3.3 Clasificación.	14
2.3.4 Usos.	14
2.3.5 Ventajas.	15
2.3.6 Desventajas.	15
2.4 Antecedentes de pruebas de físicas realizadas a los cementos dentales a base de agua influenciados por el medio ambiente.	16
3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.	22
4. JUSTIFICACIÓN.	22
5. HIPÓTESIS.	23
6. OBJETIVOS.	23
6.1 General.	23
6.2 Específicos.	23
7. METODOLOGÍA.	24
7.1 Población de estudio y muestra.	24
7.2 Materiales.	25
7.3 Método.	26
7.3.1 Espesor de película.	26
7.3.2 Tiempo de fraguado.	28
7.3.3 Resistencia a la compresión.	29
8. RESULTADOS.	32



9. DISCUSIÓN.	38
10. CONCLUSIONES.	41
11. FUENTES DE INFORMACIÓN.	42



INTRODUCCIÓN

El uso ordinario de cementos dentales en el consultorio dental es muy común, ya que su aplicación principal es la cementación de restauraciones preparadas fuera de boca. La importancia en el uso de los cementos dentales se debe a que evitan la filtración marginal, son aislantes térmicos y eléctricos al colocar sobre ellos materiales de obturación y se usan como material de base en cavidades profundas para dar resistencia y evitar la fractura del material de obturación permanente. La norma 96 de la ANSI/ADA clasifica al fosfato de cinc, policarboxilato de cinc e ionómero de vidrio como cementos dentales a base de agua, debido a que contienen agua en la formulación del líquido.

En la práctica dental diaria, la utilización de instrumental estéril es necesario, ya que es introducido en la cavidad bucal; para ello, el odontólogo cuenta con el apoyo de esterilizadores de calor seco y autoclave, siendo este último el más recomendable para dicha tarea. A pesar de ello, una gran cantidad de profesionales hacen uso de esterilizadores de calor seco; el cual, irradia calor debido a las grandes temperaturas a las que se debe someter el instrumental, añadiendo que necesita un mayor tiempo de exposición con respecto al autoclave para lograr la esterilización. En los consultorios dentales, generalmente, se tiene un mueble específico para el esterilizador; pero en un gran porcentaje, este mueble también es destinado para almacenar o colocar los medicamentos y cementos, y en algunos casos entran en contacto directo con la superficie del esterilizador de calor seco, siendo afectados por el calor que irradia al ser utilizado.

El presente trabajo tiene por objetivo determinar la variación de cualidades físicas y mecánicas de los cementos dentales a base de agua, exponiendo el líquido y el polvo de dichos cementos durante el lapso de una semana a temperaturas irradiadas desde un esterilizador de calor seco, que fue programado previamente a una temperatura y tiempo estándar recomendado para la esterilización de instrumental utilizado en la consulta dental diaria.



ANTECEDENTES

CEMENTO DE FOSFATO DE CINC

El cemento de fosfato de cinc es, en la actualidad, el agente cementante más antiguo; por lo que sirve como norma de comparación con respecto a los cementos dentales desarrollados posteriormente, ya que posee más datos estadísticos.¹

Composición

El fosfato de cinc se presenta como un líquido y polvo, que serán mezclados de acuerdo a las indicaciones del fabricante.

El líquido es ácido ortofosfórico del 33 al 35 % de pH 1.5. Contiene además, sales de aluminio, magnesio y cinc, que se le agregan como sustancia buffer así como para disminuir la velocidad de reacción. Se añade agua, en un porcentaje de $35 \pm 5\%$, que ayuda a la disolución del ácido fosfórico y cuando se agrega acorta el tiempo de fraguado, ya que produce una disolución del ácido ocasionando mayor ionización; mientras que el ácido muy concentrado alarga el tiempo de fraguado.^{7,10}

El líquido es giroscópico, por que el ácido fosfórico es concentrado y puede absorber o evaporar agua del medio ambiente, cambiando sus propiedades. Si se deja destapada la botella del líquido, el contenido de agua se modifica según la presión de vapor del líquido y del medio ambiente. Si la presión del vapor del líquido es mayor, se perderá agua, pero si es mayor la humedad del ambiente, entonces absorberá agua. El frasco debe mantenerse tapado y ser plástico para dispensar la cantidad de líquido, ya que la incorporación o pérdida de agua en los líquidos influye en la tracción, compresión y la abrasión. Cuando hay escasez de agua en el líquido hay una formación de cristales en las paredes de la botella o se opaca; mientras que si gana agua no sucede nada.^{7,10,13,14}



El principal componente del polvo es el óxido de cinc calcinado en un 90%, siendo el elemento reaccionante; el óxido de magnesio puede entrar en la composición hasta un máximo de 10% y se añade para reducir la temperatura de calcinación durante el proceso de fabricación, dar color blanco y aumentar la resistencia a la compresión del cemento final; el óxido de sílice es un relleno inactivo que se agrega para facilitar el proceso de calcinación. El óxido de bismuto imparte suavidad a la mezcla, pero en proporciones mayores acorta el tiempo de fraguado. Los óxidos de bario dan propiedades radioopacas.^{1,7,10}

Los componentes se calcinan a temperaturas de 1000 a 1400°C durante 4 a 8 horas ó más, este proceso reduce la reactividad del polvo y controla sus propiedades, constituyendo una masa fundida o sinterizada, la cual es pulverizada o tamizada para lograr un polvo de partícula muy fina, con el objeto de seleccionar el tamaño de las partículas. El tamaño de la partícula del polvo influye en la proporción del fraguado, siendo que, cuanto más pequeño el tamaño de la partícula, más rápido el fraguado del cemento. La adición de pigmentos en pequeña cantidad proporciona diferentes colores. Estos pigmentos son generalmente óxidos metálicos: cobre-manganeso, platino, otros que se derivan del bismuto o del titanio y otorgan tintes grises, amarillos, café, crema o rosado.^{1,7,10}

Química de la reacción

La reacción es de naturaleza química y exotérmica. Cuando se mezcla el polvo con el líquido, el ácido fosfórico contacta la superficie de las partículas y libera iones de cinc. El aluminio reacciona con el cinc y forma un gel de aluminofosfato que es la superficie de la porción restante de partículas. El cemento fraguado consiste en partículas de óxido de cinc sin reaccionar enclavadas en una matriz del cinc aluminofosfato.³



Técnica de mezcla

Puesto que la reacción es exotérmica, el calor determina un aumento en la velocidad de reacción. La cantidad de polvo añadida al líquido determina las propiedades del cemento final. Se ha comprobado que a una mayor proporción polvo/líquido, la mezcla tendrá una mayor viscosidad, el tiempo de fraguado será menor, habrá una mayor resistencia a la compresión, menor solubilidad y menos acidez libre. Con el fin de poder contar con un mayor tiempo y a la vez poder incorporar el máximo de polvo posible, para lograr mejores propiedades físicas, se recomienda trabajar el cemento sobre una loseta de vidrio que tenga las siguientes características: 15 cm de largo, 8 cm de ancho y 2 cm de grueso.^{1,4,7,10}

El mejor método para controlar el tiempo de fraguado es controlando la temperatura de la loseta. El calor acelera la velocidad de reacción; por lo tanto, es necesario utilizar una loseta fría para alargar el tiempo de fraguado, lo que contribuirá al mismo tiempo a disminuir la acidez del cemento.^{7,10}

Se recomienda agregar el polvo lentamente, siendo que mientras más rápido se agregue el polvo, más rápida será la reacción química y, en consecuencia, más rápido será el fraguado.^{7,10}

Cuidados con el líquido

Este debe dispensarse en frascos gotero para la evaporación del agua de constitución. Su aspecto debe ser siempre transparente. El líquido solo debe dispensarse en el momento previo a la mezcla, también se recomienda limpiar constantemente la boca del frasco para eliminar cristales que se hayan formado por evaporación. Siendo que el fabricante generalmente suministra un tercio más de líquido, al terminarse el polvo, debe desecharse el líquido restante.^{3,4,10,13,15}



Clasificación

En el pasado, la ADA lo clasificaba en su norma No. 8; en la actualidad lo rige lo Norma No. 96 de la ANSI/ADA para cementos a base de agua y debe cumplir los siguientes requerimientos:

Tiempo de espatulado (minutos)	Tiempo de fraguado	Resistencia a la compresión	Erosión ácida	Espesor de película	Forma de retención	Contenido de arsénico
2 mínimo 8 máximo	2 minutos	70 MPa	.1μ	25μ	Traba mecánica	2ppm

Tabla 1. Requerimientos de la norma 96 para el fosfato de cinc.²

Resistencia a la compresión

La resistencia a la compresión se ha establecido en 75 MPa/cm³. La resistencia del cemento depende directamente de la proporción polvo/líquido, mientras mayor sea la cantidad de polvo agregado, mayor será su resistencia; sin embargo, si se agrega exceso de polvo, habrá una considerable pérdida de resistencia. Así mismo, el contacto prematuro de cemento con el agua dará una desintegración prematura y el cemento se hará más débil y desintegrable. Al cementar una corona sobre el área cervical se debe mantener completamente seca. En atención a la consistencia, ésta es mayor en el cemento para base que el usado para cementar.⁷

Espesor de película

El espesor de película del cemento dependerá de la fineza del polvo, sin embargo la norma especifica 25 μm de espesor. La consistencia depende de la proporción polvo/líquido y de la temperatura de la loseta. A mayor proporción polvo/líquido, mayor consistencia tendrá. En cuanto a la temperatura de la loseta, una loseta fría permite incorporar mayor cantidad de polvo. La consistencia para efectos de cementación deberá ser fluida.⁷



Acidez

La mezcla fresca posee un pH ácido, ya que 3 minutos después de iniciada la mezcla dicho pH es de 4, siempre y cuando se haya incorporado el máximo de polvo posible para lograr la consistencia deseada. Al cabo de 1 hora el pH asciende a 6, y se neutraliza al término de 48 horas.¹⁰

Capacidad de unión cementante

El cemento de fosfato de cinc no posee propiedades adhesivas al tejido dentinario, como tampoco a los metales o restauraciones cerámicas. El cemento al fluir en las pequeñas irregularidades de la pared dentinaria y de la restauración, produce al endurecer una traba mecánica, responsable de su acción cementante.¹⁰

Usos

Se utilizan principalmente para el cementado de incrustaciones, coronas, puentes fijos, endopostes y bandas de ortodoncia. Como uso secundario se emplean para bases de obturaciones, con el fin de proteger la pulpa dental de los choques mecánicos, térmicos, eléctricos y químicos de los materiales de obturación permanentes.⁷

Puede producir ligera irritación y dolor a la pulpa después de haberse cementado. Lo primero debido a la acidez y lo segundo debido a la presión osmótica, por la penetración del ácido a través de los túbulos dentinarios, ya el ácido del cemento puede penetrar el grosor de la dentina por lo menos 1.5mm. Clínicamente la cavidad no debe secarse completamente por que de esta forma penetra más ácido a través de los túbulos dentinarios. También, por la presión hidráulica que se genera al cementar, pueden penetrar trazas de arsénico contenidos en el polvo. Así mismo, se pueden



producir efectos pulpares por microfiltración marginal, y en casos de bandas de ortodoncia, puede observarse una ligera descalcificación después de retirar las bandas.^{1,7}

Ventajas

Facilidad de manipulación.

Económico.

Durabilidad clínica.

Alta resistencia a la compresión.

Bajo espesor de película.

Buenos antecedentes en su uso clínico.

Buen aislante térmico y eléctrico.

Compatible con todos los materiales de restauración.^{4,7,9}

Desventajas

Fragilidad.

Soluble en fluidos bucales.

Irritación pulpar.

No promueve adhesión específica o química al diente.

No es anticariogénico.^{4,7}



POLICARBOXILATO DE CINC

En busca de un material que no tuviera el grado de acidez del cemento de fosfato de cinc, pero con buenas propiedades físicas, en 1950 Denis C. Smith desarrolló este cemento dental, con base en una solución de ácido débil con acción quelante, como es el ácido acrílico y óxido de cinc. Fue el primer cemento con verdadero potencial adhesivo al tejido dentinario, altamente biocompatible y de efecto anticariogénico.^{4,10}

Composición

El líquido es una solución acuosa de ácido poliacrílico o un copolímero de ácido acrílico con otros ácidos carboxílicos insaturados, como el ácido itáconico, con una concentración que es del 30 al 40%. El peso molecular del ácido poliacrílico varía entre 25 000 a 50 000. El pH del líquido es de 1.7 y el de la mezcla fresca es un pH de 3 a 4.¹

El polvo está compuesto de óxido de cinc, pequeñas cantidades de óxido de magnesio o de óxido de estaño; se pueden añadir otros óxidos, como el de bismuto y aluminio. Se le incorpora el fluoruro de estaño que, además de aumentar la resistencia y modificar el tiempo de fraguado, le imparte su efecto anticariogénico.^{1,10}

Algunas fórmulas de cementos de policarboxilato de cinc contienen liofilizado al ácido poliacrílico en el polvo. Al hacer la mezcla con agua destilada se reconstituye el ácido poliacrílico; sin embargo la reacción del fraguado es la misma.^{1,10}

La adhesión al calcio dentinario se hace a partir de los grupos COOH del ácido poliacrílico; aunque esto solo sucede donde existe gran cantidad de calcio como en el esmalte, así que la adhesión a dentina es débil. Cuando era utilizado en incrustaciones



debía poseer la preparación suficiente esmalte en todo el ángulo cavo superficial biselado.¹⁰

Química de la reacción

Implica la disolución de la superficie de la partícula por el ácido que libera cinc, magnesio y iones de estaño, que se enlazan a una cadena de polímero por los grupos carboxilo. Estos iones reaccionan con los grupos carboxilo de las cadenas del poliácido adyacente para que se forme una sal transversal mientras el cemento fragua. El cemento fraguado está compuesto de partículas de óxido de cinc recubiertas por una matriz de policarboxilato de cinc, que es amorfa y geliforme, en la que están dispersas las partículas sin reaccionar. Al principio, el pH de la mezcla es muy ácido, aproximadamente 1.7 y, posteriormente, al final de la mezcla el pH es de 4 a 4.5; el pH alcanza neutralidad a las 24 horas y después de varios días es de 7, debido a que la reacción del cemento con el material orgánico dentario produce una rápida neutralización del pH. Sin embargo, a pesar de esta acidez, no produce irritación pulpar como sucede con los cementos basados en ácido fosfórico, ya que la molécula de poliácido difícilmente puede penetrar los túbulos dentinarios debido a su alto peso molecular y gran tamaño.^{1,10}

Tiempo de manipulación

Algunos autores la describen entre 2.5 y hasta 8 minutos aproximadamente, esta influido por la relación polvo-líquido el tamaño de las partículas de óxido de cinc, la reactividad del óxido de cinc, la presencia de aditivos, peso molecular y la concentración del ácido poliacrílico. Se puede aumentar mezclando el material en una loseta fría y refrigerando el polvo. El líquido no debe enfriarse porque esto favorece la gelación debido al enlace hidrógeno de la fórmula.^{1,7}



Cuidados con el líquido

Al dispensar el líquido, tapar inmediatamente el frasco con el líquido para evitar la evaporación del agua. No debe utilizarse si el líquido tiene un color oscuro.^{7,13}

Clasificación

En el pasado, la Norma No. 61 de la ADA era la que aplicaba para el policarboxilato de cinc, en la actualidad la Norma No. 96 de la ANSI/ADA exige el cumplimiento de las siguientes características:

Tiempo de trabajo	Tiempo de fraguado	Resistencia a la compresión	Erosión ácida	Espesor de película	Forma de retención	Contenido máximo de arsénico
30 seg	28 min	70 MPa	2.0 μ	25 μ	Química	0.2 ppm

Tabla 2. Requerimientos de la norma 96 para el policarboxilato de cinc.²

De acuerdo con la norma se clasifica como:

Material cementante.

Forro o base.

Resistencia a la compresión

En este respecto es inferior al fosfato de cinc, siendo que la resistencia a la compresión está aproximadamente entre 54 - 90 MPa, aunque experimentalmente se ha encontrado resistencia de 1290 kg/cm². La resistencia a la tracción es de 8 - 12 MPa. Depende de la proporción polvo/líquido, siendo mayor cuando se utilizan proporciones de 2:1 y agregando aditivos como alúmina y fluoruro estañoso.^{1,7}



Espesor de película

El espesor de película es de unos 25 a 35 micrones.⁷

Usos

Se utilizan para cementar incrustaciones, bandas de ortodoncia, coronas y puentes.⁷

Ventajas

Buena biocompatibilidad.

Potencial adhesivo a estructuras dentarias y a las aleaciones (quelación al calcio).

Mínima sensibilidad postoperatoria.

Buen aislante térmico y eléctrico.

Fácil manipulación.^{4,7,9,10}

Desventajas

Necesidad de proporciones exactas polvo-líquido.

Necesidad de manipulación esmerada.

Baja resistencia a la compresión.

Alta visco-elasticidad.

Tiempo corto de trabajo.

Más soluble que el fosfato de cinc.

Relativa sensibilidad en su manejo.

Difícil de remover los excesos.

Alta porosidad.^{4,7,10,19}



IONÓMERO DE VIDRIO

Alan D. Wilson y Briand E. Kent crearon en 1971 el cemento de ionómero de vidrio, el cual, básicamente, reúne las cualidades del silicato y del fosfato de cinc; incorporando el líquido del cemento de carboxilato de cinc con el polvo de vidrio de flúor alúmino-silicato.⁴

La combinación de ION y MER es el origen de la palabra ionómero, como indicativo de cadenas moleculares grandes unidas por acción iónica, cuyo nombre se debe a que pueden formar enlaces iónicos con el vidrio. La palabra ionómero fue registrada por la compañía Dupont, la cual describe una gama de polímeros que contienen una pequeña proporción de grupos ionizados o ionizables entre un 5 al 10%. Sin embargo, la nomenclatura correcta de estos cementos es la de *polialquenoatos de vidrio*, refiriéndose también a los cementos poliácidos de vidrio o policarboxílicos de vidrio.^{7,10}

Su definición corresponde a un cemento cuya composición es un vidrio básico y un poliácido que endurece mediante una reacción ácido-base.¹⁰

Composición

El líquido es una solución electrolítica de copolímeros acrílico-itacónico con radicales carboxilos denominado químicamente como ácido polialquenoico. El líquido homo o copolímero de ácidos poliacrílicos: ácido poliacrílico y copolímero acrílico-itacónico. El ácido itacónico reduce la viscosidad del líquido y lo hace más resistente a la gelación. Se recomienda mantener el producto en un sitio fresco, pero no colocarlo en el refrigerador, ya que se endurecerá.^{10,16}



La composición química del polvo es la de un vidrio especial de fluoruro-aluminio-silicato de tipo opalescente gracias al fluoruro de Ca. El vidrio se basa en cuarzo fundido, alumina, criolita, trifluoruro de aluminio y fosfato de aluminio; se calientan en hornos a temperaturas entre 1100 a 1300°C, y se enfrían bruscamente obteniéndose un vidrio blanco de color lechoso. El alto contenido de alumina (Al_2O_3) en el vidrio proporciona la posibilidad de liberación iónica al contacto con el ácido. El vidrio es pulverizado y tamizado, el tamaño de la partícula para el cemento es de 20 micrómetros.^{7,10}

Química de la reacción

Es una reacción ácido-base, similar a los policarboxilatos, en la cual el polvo actúa como base para la reaccionar como los poliácidos. La reacción de este vidrio con ácidos polialquenoicos produce el desplazamiento de iones positivos de Ca^+ y Al^+ , y el desplazamiento del fluoruro por otra parte con carga negativa (anion).^{10,16,22}

Los iones solubles de Ca^+ y Al^+ reaccionaran con los COOH^- del ácido para formar polisales o policarboxilatos insolubles de Ca y Al. Estas polisales servirán de matriz para partículas de vidrio no reactivas. De estas polisales, la de calcio se forma primero como gel de consistencia firme, y con posibilidad de tallarlo. Seguidamente de la formación de policarboxilato de aluminio confiere la consistencia firme y dura.^{10,22}

El mecanismo de fraguado consiste en que al comienzo de la mezcla se liberan iones de Ca, Al y F. Los iones de calcio reaccionan rápidamente con el líquido, formándose puentes de sal entre los grupos carboxilo con carga negativa. Se produce un entrecruzamiento de las cadenas de poliacrilato, dando origen al fraguado inicial del cemento (poliacrilato de calcio), que permite el tallado inicial. La reacción continua a pesar de que los iones de aluminio, por ser trivalentes, tienen mayor dificultad para



reaccionar y formar puentes de sal. Al final de la reacción se forma una masa dura de poliacrilato de aluminio. Esta reacción se alcanza aproximadamente a los 30 minutos.

Aproximadamente el 24% del cemento fraguado es agua, y al menos hasta que la formación de las cadenas de aluminio y poliacrilato este bien adelantada, puede ser absorbida más agua por las cadenas de calcio y poliacrilato solubles al agua. Alternativamente, si al cemento se le deja permanecer expuesto al aire, el agua se perderá. Este problema de la pérdida o absorción de agua, es decir, el equilibrio hídrico, probablemente es el problema más importante y menos conocido de este grupo de cementos.¹³

Clasificación

Hasta 1991 la norma correspondiente para el ionómero de vidrio era la No. 66 de la ADA; en la actualidad también es regida por la Norma No. 96 de la ANSI/ADA, que los clasifica de acuerdo a su uso en:

- Agentes cementantes
- Bases y forros
- Materiales de restauración

Las pruebas y los respectivos valores que deberá cumplir el ionómero de vidrio son los siguientes:

Tipo	Tiempo de espatulado	Tiempo de fraguado (min)	Resistencia a la compresión	Erosión ácida	Espesor de película	Retención	Contenido máximo de arsénico
Cementante	30 seg	2.5 a 8	70 MPa	.05 μ	25 μ	Adhesión química	2 ppm
Base	30 seg	2.5 a 8	130 MPa	.05 μ	-----	Adhesión química	2ppm
Reconstrucción	30 seg	2.5 a 8	130 MPa	.05 μ	-----	Adhesión química	2ppm

Tabla 3. Requerimientos de la norma 96 para el ionómero de vidrio.²



Usos

Se emplean fundamentalmente para restaurar erosiones sin preparación cavitaria, como cementos, selladores de fosetas y fisuras, para obturación de conductos radiculares, cementado de brackets y bandas de ortodoncia.^{4,7}

Ventajas

Alta biocompatibilidad.

Estética.

CELT semejante a la del diente (reducción en microfiltración).

Adhesión verdadera a sustratos dentarios y metal.

Buenas propiedades físico-mecánicas.

Aislantes térmicos y eléctricos.

Efecto anticariogénico.

Resistencia a la disolución por ácidos, baja solubilidad.

Buen sellado.

Fácil de mezclar.

Mínima contracción.^{7,9,10,21,22}

Desventajas

Fraguado inicial lento.

Malas propiedades físicas en cargas masticatorias.

Puede provocar sensibilidad pulpar.

Sensible a la humedad (se debe proteger durante las primeras 24 horas).

Susceptible a la deshidratación durante las primeras 24 horas.

No se adhieren químicamente a la porcelana ni aleaciones a base de oro.

Alto costo.^{4,7}



ANTECEDENTES DE PRUEBAS DE FÍSICAS REALIZADAS A LOS CEMENTOS DENTALES A BASE DE AGUA INFLUENCIADOS POR EL MEDIO AMBIENTE

Las propiedades físicas de los cementos dentales son de gran importancia clínica, siendo que la resistencia a la solubilidad y desintegración en cavidad bucal deben ser altamente eficaces, ya que si el cemento se disuelve o deteriora por efecto de los fluidos bucales, se estará asegurando la microfiltración, ocasionando de esta manera, un fracaso en el tratamiento dental, como lo es la reincidencia de caries o el desalojo de la restauración.

El conocimiento en la calidad y cantidad de las propiedades físicas de un material cementante es lo que nos dará la capacidad de elegirlo por encima de una o varias opciones. Estas propiedades son las características específicas que nos proporcionará cada uno de los materiales dentales; las cuales, estarán influenciadas por varios factores, entre ellos, los que están relacionados con los elementos de los cuales está compuesto cada cemento, el tiempo de espatulado, la relación polvo-líquido empleada; y de cierta manera, la respuesta que tiene cada material con respecto a las condiciones del medio ambiente que lo rodea, ya que bajo ciertas circunstancias, los materiales dentales son almacenados en un entorno que no ha sido previsto ni recomendado por el fabricante.

La presencia de agua es esencial para las reacciones que se dan en cada cemento, en adición, es bien conocido que los cambios en el peso molecular de los líquidos afecta de una manera relevante las propiedades clínicas de los cementos. El manejo de los líquidos de los cementos dentales a base de agua es muy especial, siendo que estos, contienen un cierto porcentaje de agua en su formulación, y un mal manejo en su manipulación promueve una modificación de esa concentración; este cambio puede alterar las propiedades físicas de los cementos dentales y traer consigo una variación



en el comportamiento clínico del cemento. Debido a esto, en los tres cementos dentales a base de agua se recomienda en su manipulación no aplicar el líquido sino hasta antes de hacer la mezcla, ya que liberan agua con gran rapidez. Hondrum menciona que la evaporación puede suceder inadvertidamente al abrir y cerrar frecuentemente el contenedor o al tener un defecto de sellado el sistema de cierre del mismo.^{12,13}

Hondrum midió la viscosidad, pH, ángulo de contacto y tensión superficial de los líquidos de cementos a base de agua después de que estos fueran expuestos a la evaporación por 10, 20 y 30 minutos en ambiente controlado ($22 \pm 2^\circ\text{C}$ y $55 \pm 5\%$ de humedad relativa); y por otra parte, midió el espesor de película, tiempo de trabajo, tensión a la compresión y dureza, después de que los cementos fueran mezclados y colocados en ambiente semejando las condiciones de la cavidad bucal (60 min, a 37°C y $95 \pm 5\%$ de humedad relativa). Todas las pruebas siguieron la especificación de la ANSI/ADA No. 96.¹²

Los líquidos en general tuvieron una disminución en el pH y un incremento significativo en viscosidad y aumento en el ángulo de contacto. En el material mezclado hubo un aumento en el grosor de película inicial con un decremento posterior a los 10 min en todos los materiales. Una tendencia similar fue observada en las propiedades mecánicas (dureza y tensión a la compresión) y para el tiempo de trabajo, excepto en el policarboxilato de cinc.¹²

Determinó entonces que un incremento en la acidez de los líquidos tendría un impacto negativo en la biocompatibilidad del material, a su vez el aumento en la viscosidad y ángulo de contacto afectaría negativamente en la poca capacidad para fluir del líquido entre el diente y la restauración. Un aumento en el grosor de película implicaría la poca capacidad para cementar adecuadamente la restauración, poca transferencia de estrés a los tejidos de soporte subyacentes, solubilidad marginal y cambios dimensionales, todo resultando en una débil retención de la restauración.¹²



En otro estudio, Hondrum cuantificó la pérdida de peso, incremento en la viscosidad, incremento en la tensión superficial, incremento en el grosor de película, aumento de dureza, y la disminución en el tiempo de trabajo en los líquidos después de exponerlos a la evaporación durante 20 minutos; arrojando resultados semejantes al estudio anterior y dejando como conclusión que las propiedades físicas aumentan, aunque el tiempo de trabajo se vio reducido, y que es posible que la mezcla se dificulte debido a una disminución en su capacidad de fluir y que sea difícil cementar la restauración.¹¹

En un estudio semejante, Morales y cols. cuantificaron la pérdida de agua por evaporación en los líquidos de diferentes cementos dentales (fosfato de cinc, ionómero de vidrio, policarboxilato de cinc, eugenol, silicato, cemento quirúrgico, y agua bidestilada); dividiendo la investigación en dos etapas: en un ambiente controlado (20 a 22°C y 50-55 % de humedad relativa), y en un ambiente modificado (24°C y 50% \pm 10 de humedad relativa), en distintos tiempos. En ambas etapas de la investigación se registró el peso inicial, y posteriormente cada 5 min. se hicieron lecturas para determinar si ganaba o perdía peso durante el lapso de una hora.¹⁵

Obtuvieron que el líquido de eugenol fue el que tuvo menos variaciones, seguido del fosfato de cinc, cemento quirúrgico, silicato, policarboxilato y finalmente el ionómero de vidrio. A mayor temperatura y con diferente humedad relativa, los líquidos se comportaron siguiendo el mismo parámetro que a menor temperatura, sólo que con una pérdida mayor de peso¹⁵

A pesar de que el clínico haga una manipulación perfecta del material y siga las instrucciones del fabricante en cuanto a los cuidados que debe tener con el cemento, puede ser posible que el material modifique su comportamiento cuando se encuentra en un estado perecedero; es posible que el calor acelere este proceso, envejeciendo con mayor rapidez la fórmula de el polvo o el líquido.



Hondrum estudió la conducta de los cementos dentales durante el proceso de envejecimiento y exponiéndolos a diferentes condiciones ambientales. Para su grupo control, fueron almacenados los cementos en un ambiente controlado ($22^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ y $50\% \pm 5\%$ de humedad relativa). Para el grupo experimental, los contenedores de los cementos fueron enviados a varias clínicas situadas en diversas partes del mundo (Panamá, Europa, Corea y Alaska), en donde fueron almacenados como comúnmente lo hacen con los demás materiales, de acuerdo a cada clínica, y fueron enviados de nuevo al laboratorio por medio de correo en intervalos para realizar las pruebas.¹³

A los 84 meses de llevar a cabo este proceso se realizaron las pruebas. Dos especímenes del fosfato de cinc se cristalizaron, debido quizá a una falla en el sistema de sellado de la contenedor. El color de algunos contenedores de policarboxilato e ionómero de vidrio habían cambiado de claro a un color café oscuro después de 36 meses y continuaron el proceso de oscurecimiento con el tiempo. La viscosidad aumento entre 24 hasta 60 meses, especialmente para los líquidos polímeros, esto debido quizá a la pérdida de agua en la fórmula o quizá un espontáneo crecimiento en la cadenas del polímero; el ionómero de vidrio se mantuvo constante mientras que el policarboxilato de cinc disminuyó hasta las 84 meses, quizá debido a una disolución o descomposición del polímero. Las propiedades mecánicas de todos los materiales cambiaron de una manera similar, resistencia a la compresión comenzó a disminuir después de 36 meses. La dureza se incrementó gradualmente después de 36 meses en el fosfato y policarboxilato de cinc, mientras que el ionómero de vidrio tuvo un decremento gradual; todo esto probablemente se debió a una falla de los líquidos para ionizar completamente como lo haría el agua, y así los componentes fallaron al reaccionar y esto posiblemente resulte en poca capacidad de retención y falta de sellado marginal. El tiempo de trabajo se vio aumentado para todos los cementos desde los 24 hasta los 48 meses, esto se debió quizá a la pérdida de agua y la falta de ionización; aunque después de 60 meses el tiempo de trabajo disminuyó para todos los cementos, probablemente fue causado por los incrementos en la consistencia de los materiales. Las propiedades cambiaron después de 3 a 4 años, principalmente



resistencia y viscosidad, a pesar de que no sea necesariamente evidente, puede afectar al final la permanencia de la restauración en boca.^{6,13}

Catanni estudió la conducta mecánica de los cementos de ionómero de vidrio y de policarboxilato de cinc afectados por almacenaje en agua en un periodo prolongado de tiempo, obteniendo como resultado que las propiedades mecánicas son afectadas en la mayoría de los casos, aunque cabe mencionar que la evolución de esos cambios tuvieron diversos patrones, y no necesariamente respondieron a una conducta generalizada. Propiedades como resistencia a la compresión aumentaron al inicio, aunque disminuyeron continuamente al paso de 2 a 6 meses; sin embargo, en las pruebas de resistencia flexural se vieron aumentados sus valores. En general, el cemento del ionómero de vidrio fue, con respecto a los demás tipos de ionómero de vidrio, el menos resistente a las pruebas que en este estudio fueron realizadas.⁶

La resistencia a la disolución o a la desintegración es una de las propiedades más importantes que determinan la durabilidad de los cementos en la boca; la erosión ácida en lo particular, es clínicamente significativa, debido a que las condiciones ácidas de la cavidad afectan directamente a los cementos dentales cuando existe la microfiltración.¹⁷

Nomoto encontró, en un estudio que realizó a los cementos dentales a base de agua, que el policarboxilato es el que posee un mayor grado de erosión, siguiéndole el fosfato de cinc y al final el ionómero de vidrio. Esta fue evaluada conforme al estudio que el mismo autor propuso para hacer pruebas de erosión.¹⁸

En México la gran mayoría de los cirujanos dentistas adquieren y usan un horno eléctrico para sus instrumentos mediante calor seco. El tiempo que debe someterse el instrumental es aproximadamente de 160° C durante 2 horas ó de 170° C durante 1 hora, esto sin incluir un período de calentamiento.⁵



Castrejón estudió la termografía de 3 hornos de calor seco, comparando su desempeño en diferentes ciclos con diferente peso, que correspondía al peso total del instrumental a esterilizar. Encontró que mientras aumentaba el peso total del instrumental, aumentaba el tiempo que tardaba en alcanzar la temperatura programada y al mismo tiempo disminuía el tiempo de estabilidad, que se refiere al tiempo en el que la temperatura de esterilización se mantiene estable. Este estudio da una pauta para conocer que mientras más instrumental sea colocado para esterilizar, se necesitará mayor tiempo para lograr la temperatura ideal de esterilización. Esto supone entonces que, el tiempo que se utiliza para esterilizar completamente una carga de instrumental aumenta conforme es mayor la carga total de este.⁵



PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En general, los líquidos de los cementos dentales a base de agua presentan una pérdida de agua en el momento en el que son expuestos al medio ambiente o debido a un defecto en el sistema de sellado del frasco que contiene el líquido, y esto puede traer como consecuencia una variación en las propiedades físicas de cada material. Los resultados obtenidos al dejar los líquidos de los cementos dentales al medio ambiente nos dan una idea acerca del comportamiento de los líquidos con respecto a una temperatura normal en el consultorio dental. Sin embargo, se desconoce que efectos produce la aplicación de calor en los cementos dentales a base de agua y como afecta a las cualidades físicas y mecánicas de dichos cementos, siendo que se ha estudiado el efecto de la evaporización a una temperatura ambiente, más no con irradiación previa de calor.

Al tener en cuenta que el tiempo que debe mantenerse el instrumental para poder esterilizarse aumenta conforme el peso de este es mayor, entonces es seguro que la temperatura irradiada desde el horno durante mayor tiempo afecta más a los materiales que están cerca de este.

JUSTIFICACIÓN

Si se conocen los efectos de la irradiación de calor sobre los cementos dentales, es posible que el cirujano dentista tome en cuenta el lugar y la distancia en que colocará sus materiales con respecto al lugar donde se encuentra su equipo de esterilización, además de seguir las recomendaciones de manipulación y almacenaje, y así prevenir cambios negativos en el comportamiento de los cementos debido a la influencia del calor en las propiedades de cada material.



HIPÓTESIS

Las propiedades físicas y mecánicas de cada uno de los cementos expuestos al calor se verá afectada con respecto a los que no lo fueron, y que esta variación sea aplicable al comportamiento clínico de cada uno de los cementos dentales a base de agua.

OBJETIVOS

General

Determinar la variación de las propiedades físicas de los cementos dentales a base de agua al exponerlos a temperaturas irradiadas desde un esterilizador de calor seco en un tiempo recomendado para la óptima esterilización del instrumental dental con respecto a su comportamiento previo sin la influencia de calor.

Específicos

Determinar la variación en el espesor de película en un ambiente controlado (20 a 22°C y 50-55 % de humedad relativa) sin previa irradiación de calor, y con previa irradiación de calor difundido desde un esterilizador de calor seco convencional.

Determinar la variación en el tiempo de manipulación en un ambiente controlado (20 a 22°C y 50-55 % de humedad relativa) sin previa irradiación de calor, y con previa irradiación de calor difundido desde un esterilizador de calor seco convencional.

Determinar la resistencia a la compresión en un ambiente controlado (20 a 22°C y 50-55 % de humedad relativa) sin previa irradiación de calor, y con previa irradiación de calor difundido desde un esterilizador de calor seco convencional.



MATERIALES Y MÉTODO

Población de estudio y muestra

La población de estudio de esta muestra estuvo integrada por los siguientes cementos:

CEMENTO	MARCA	USO	LOTE Y LUGAR DE FABRICACIÓN
FOSFATO DE CINC	SS WHITE	AGENTE CEMENTANTE	POLVO 2874 LÍQUIDO 3471 LAKEWOOD, N.J. 08701, U.S.A
POLICARBOXILATO DE CINC	SS WHITE	AGENTE CEMENTANTE	POLVO 3456 LÍQUIDO 3427 LAKEWOOD, N.J. 08701, U.S.A
IONÓMERO DE VIDRIO	MEDENTAL	AGENTE CEMENTANTE	POLVO 06101602 LÍQUIDO 06111703 MÉXICO DF, TORIBIO MEDINA 48

Tabla 4. Población de estudio y muestra



Fig. 1. Cementos dentales a base de agua estudiados.



Materiales

- ❖ Calibrador vernier electrónico digital Caliper.
- ❖ 2 placas de vidrio de un grosor no menor de 5 mm y área de contacto de 200mm².
- ❖ Loseta de vidrio gruesa 15x5x2.
- ❖ Espátula para cementos tipo tarno.
- ❖ Cronometro digital Hanhart.
- ❖ Estufa con temperatura y humedad controlada Hanau 27.12B, Hanau engineering Co. Inc. Buffalo N.Y. USA. No. Inventario 23674.
- ❖ Estufa de temperatura controlada a 37° C Horno Felisa. No. Inventario 1807038.
- ❖ Máquina universal de pruebas mecánicas Instron 5567, USA. No. Inventario 2170589.
- ❖ Dispositivo de tiempo de fraguado Indentador 30.3, Humblodt MFG Co.
- ❖ Módulos hacedores de muestras para resistencia a la compresión.
- ❖ Módulos hacedores de muestras para tiempo de fraguado.
- ❖ Placas de acero.
- ❖ Prensa de módulos.
- ❖ Thinner.
- ❖ Termómetro.
- ❖ Lija #400.
- ❖ Agua desionizada.
- ❖ Dispositivo de carga para generar una carga de 150 N ± 2 N.
- ❖ Horno de calor seco Zeyco, mod México.
- ❖ Termómetro (-20 a 110° C).



Método

Las pruebas realizadas en el presente trabajo para los cementos de ionómero de vidrio, fosfato de cinc y policarboxilato de cinc, fueron valoradas con respecto a la Norma No. 96 de la ANSI/ADA.²

Los requerimientos exigidos por la norma para los líquidos, el polvo y el cemento sin fraguar son los siguientes:

Líquido. El líquido deberá estar libre de depósitos o filamentos en el interior del contenedor y no deberán ser visibles signos de gelación.

Polvo. El polvo deberá estar libre de material extraño. En caso de que el polvo contenga colorantes, el pigmento deberá estar disperso uniformemente.

Cemento mezclado sin fraguar. Deberá ser una mezcla homogénea y de una consistencia sin grumos.

Espesor de película

Aparatos

Dos placas de vidrio, cuadradas o redondas, planas y transparentes. Cada placa deberá ser de un grosor no menor de 5 mm y deberán tener un área de contacto de 200mm².

Micrómetro o un instrumento de medición equivalente con una precisión de 1.25 µm.

Dispositivo de carga, el cual, deberá imprimir una fuerza de 150 N ± 2 N, la fuerza deberá ser generada verticalmente al espécimen por vía de la placa de vidrio superior. La carga deberá ser aplicada suavemente y de una manera en que no se rote.



Procedimiento

Se midió con exactitud de $\pm 1.25 \mu\text{m}$ la combinación de grosor de las dos placas de vidrio estando en contacto (lectura A). Se removió la placa superior y se colocó $0.1 \text{ ml} \pm 0.05 \text{ ml}$ del cemento mezclado en el centro de la placa inferior debajo del dispositivo de carga en la platina inferior y se colocó la segunda placa de vidrio centrándolo y en la misma orientación que el primero.

10 segundos antes de cumplirse el tiempo de trabajo estipulado por el fabricante, se generó una fuerza de $150 \text{ N} \pm 2 \text{ N}$ verticalmente y centrada hacia el espécimen por medio de la placa superior. Se aseguró que el cemento llenara completamente el espacio entre los dos placas de vidrio. Cuando pasaron 10 min después de la aplicación de la fuerza, hay se removieron las placas de vidrio del dispositivo de carga y se midió el grosor de la combinación de los dos placas de vidrio y la película del cemento. (lectura B).

Se anotó la diferencia de grosor de las placas de vidrio con y sin la película del cemento (lectura B – lectura A), como el grosor de película. Se repitió el procedimiento cuatro veces.

Análisis de resultados

Al final 4 de los 5 resultados deberán estar debajo de los $25 \mu\text{m}$ de material para pasar la prueba. Si solo 2 ó menos resultados están debajo de $25 \mu\text{m}$, entonces el material habrá fallado la prueba. Si 3 resultados están debajo de $25 \mu\text{m}$ hay que probar otros 5 especímenes. Para completar con los requisitos, todos los especímenes de la segunda serie deberán estar debajo de los $25 \mu\text{m}$.



Tiempo de fraguado

Aparatos

Cabina que pueda mantener una temperatura de $37 \pm 1^\circ\text{C}$ y una humedad relativa de hasta el 90%.

Indentador de masa 400 g \pm 5 g que deberá contar con final plano con un diámetro de 1 mm \pm 0.1 mm. La punta deberá ser cilíndrica de aproximadamente 5mm. El final de la punta deberá ser plana y perpendicular al eje longitudinal de la punta.

Módulo de metal.

Bloque de metal de 8mm x 75mm x 100mm posicionado dentro de la cabina y a $37 \pm 1^\circ\text{C}$.

Papel aluminio.

Cronómetro de precisión a ± 1 s.

Procedimiento

Se colocó el modulo, que estaba a temperatura ambiente ($22 \pm 1^\circ\text{C}$), en la lámina de aluminio y se llenó al nivel de la superficie con el cemento mezclado.

60 seg después de la mezcla, se colocó el ensamblador, se comprimió el modulo, lámina y espécimen del cemento en el bloque, en la cabina. 90 seg después de terminar la mezcla, Se dispuso a colocar la punta del indentador dentro del cemento mezclado durante 5 segundos cada 30 segundos.



Se anotó el tiempo total de fraguado como el tiempo que transcurre entre el final de la mezcla hasta el tiempo cuando la punta falla al completar la indentación circular en el cemento. Se repitió 2 veces la prueba, solo que se colocaba la punta dentro del cemento por un lapso de 5 segundos cada 10 segundos, en el período comprendido a los 30 segundos previos del tiempo de fraguado de la lectura inicial.

Análisis de resultados

Anotar el resultado de las tres pruebas. Cada resultado tendrá una falla en el rango especificado en la tabla 1, 2 y 3.

Resistencia a la compresión

Aparatos

Cabina que pueda mantener una temperatura de $37 \pm 1^\circ\text{C}$ y una humedad relativa de hasta el 90%.

Molde y placas hendidas. El molde deberá tener en su parte interna $6\text{mm} \pm 0.1\text{ mm}$ de altura y $4\text{mm} \pm 0.1\text{ mm}$ de diámetro. El molde y las placas deberán ser de acero inoxidable o algún material que no afecte el cemento. Para prevenir la adhesión del ácido poliacrílico, las placas deberán ser cubiertas con una capa de acetato celulosa.

Abrazadera con tornillo.

Máquina universal de pruebas mecánicas, deberá operar a una velocidad de $0.75\text{mm}/\text{min} \pm 0.30\text{ mm}/\text{min}$ o un rango de carga de $50\text{ N}/\text{min} \pm 16\text{ N}/\text{min}$



Preparación de los especímenes de prueba

Las placas hendidas y las abrazaderas estaban a temperatura ambiente ($23 \pm 1^\circ\text{C}$). A los 60 seg de terminada la mezcla, se empaquetó el cemento, preparado de acuerdo a las instrucciones del fabricante, con un pequeño exceso dentro del modulo hendido.

En orden para consolidar el cemento y evitar atrapar aire, se colocaron porciones convenientes del cemento mezclado en el molde, mientras se cubría el extremo opuesto con una de las placas de acero. Se llenó el molde de esta manera, se removieron los excesos y se colocó con la placa superior con algo de presión y se apretó con la prensa. No después de 120 seg del fin de la mezcla, se transfirió todo el ensamblado a la cabina.

Una hora después de terminado el tiempo de mezcla, se removieron las placas y se pulverizó el exceso del espécimen con una lija #400. Se removió el espécimen del molde inmediatamente después de hacer un chequeo visual y de superficie para observar algún desperfecto en la superficie. Se descartaron los especímenes defectuosos.

Para facilitar el remover cemento endurecido, la superficie interna del molde se revistió con algunas gotas de thinner, en el cual eran almacenados los hacedores y placas de acero.

Se prepararon cinco especímenes e inmediatamente después de la preparación de cada una, se inmergió en agua desionizada, a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ ó $23 \text{ h} \pm 0.5 \text{ h}$.

Al término de las 23 horas se calculó el diámetro y altura de cada espécimen con una exactitud de $\pm 0.01\text{mm}$.



Procedimiento

24 horas después de haber terminado la mezcla, se colocó cada espécimen con la terminación plana entre las placas del aparato de control mecánico y se aplicó una carga compresiva en el eje longitudinal del espécimen.

Se anotó la carga aplicada cuando el espécimen se fractura en megapascuales.

Análisis de resultados

Si cuatro de los cinco resultados obtenidos están debajo del mínimo de resistencia especificada en las tablas, el material habrá fallado la prueba. Si menos de cuatro resultados están por encima del mínimo de resistencia especificada en las tablas, el material hará pasado la prueba. En otros casos, preparar 10 especímenes más. Para aprobar la prueba, menos de 12 del total de los resultados deberán ser superiores al mínimo del valor de resistencia.

Al terminar las pruebas conforme dicta la norma, los materiales fueron colocados en la superficie superior externa del horno de esterilización de calor seco marca Zeyco, que fue programado a 170° C durante el período de una 1 ½ hora, siendo el período recomendado para la esterilización de instrumental dental durante un ciclo. Este proceso fue llevado a cabo por un período de 6 días, usando como referencia los días laborales promedio.

Inmediatamente después de terminar la aplicación de calor, se volvieron a llevar a cabo las pruebas de espesor de película, tiempo de fraguado y resistencia a la compresión de acuerdo a los términos mencionados por la norma 96, tanto el procedimiento como el análisis de resultados.²



RESULTADOS

Espesor de película

Tabla 5. ESPESOR DE PELÍCULA SIN CALOR (μm).		
FOSFATO DE CINC	POLICARBOXILATO DE CINC	IÓNOMERO DE VIDRIO
25	25	25
25	40	25
30	25	30
40	25	20
25	25	20

Tabla 6. PROMEDIO DE RESULTADOS (μm).		
FOSFATO DE CINC	POLICARBOXILATO DE CINC	IÓNOMERO DE VIDRIO
29	28	24

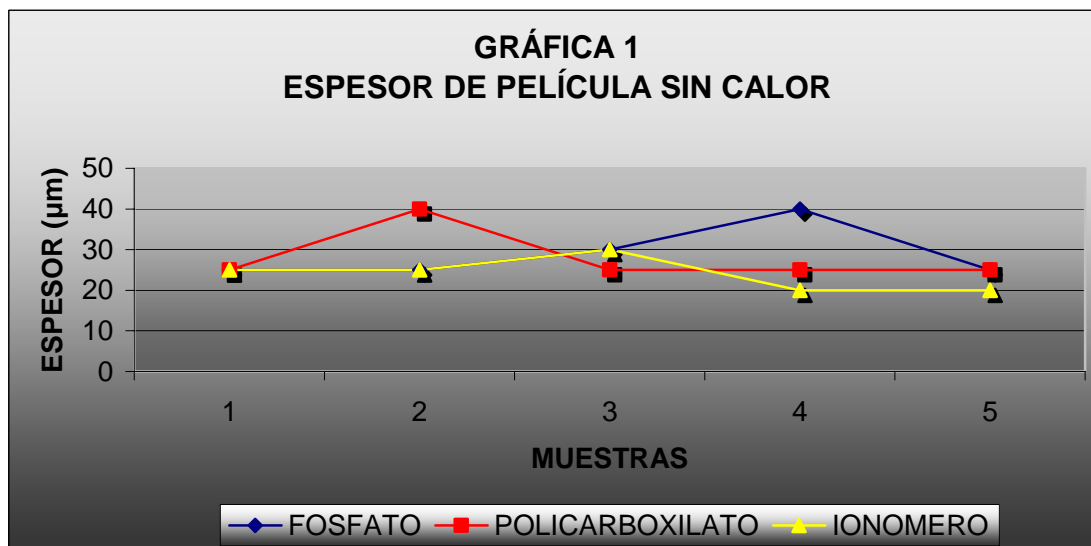


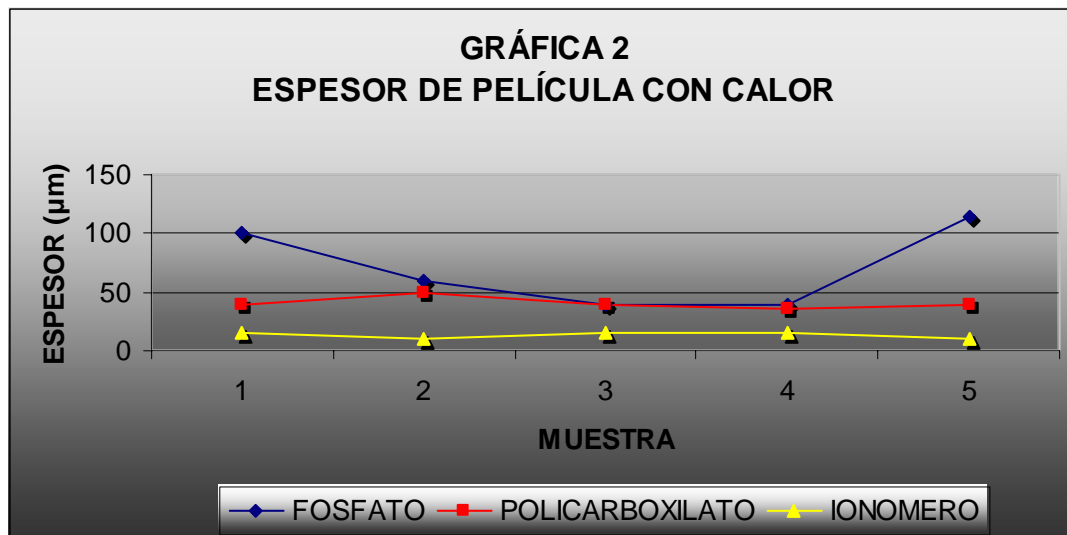


Tabla 7. ESPESOR DE PELÍCULA CON CALOR (μm).

FOSFATO DE CINC	POLICARBOXILATO DE CINC	IÓNOMERO DE VIDRIO
100	40	15
60	50	10
40	40	15
40	35	15
115	40	10

Tabla 8. PROMEDIO DE RESULTADOS (μm).

FOSFATO DE CINC	POLICARBOXILATO DE CINC	IÓNOMERO DE VIDRIO
71	41	13





Tiempo de fraguado

El tiempo de fraguado para cada uno de los cementos se define de acuerdo a las indicaciones del fabricante.

- ❖ Fosfato de cinc: 3:30.
- ❖ Policarboxilato de cinc: 6:00 – 7:00.
- ❖ Ionómero de vidrio: 6:00.

Tabla 9. TIEMPO DE FRAGUADO SIN CALOR (min).		
FOSFATO DE CINC	POLICARBOXILATO DE CINC	IONÓMERO DE VIDRIO
4:00	6:30	8:00
3:40	6:00	7:45
4:00	6:55	7:50

Tabla 10. PROMEDIO DE RESULTADOS (min).		
FOSFATO DE CINC	POLICARBOXILATO DE CINC	IÓNOMERO DE VIDRIO
3:53	6:28	7:51

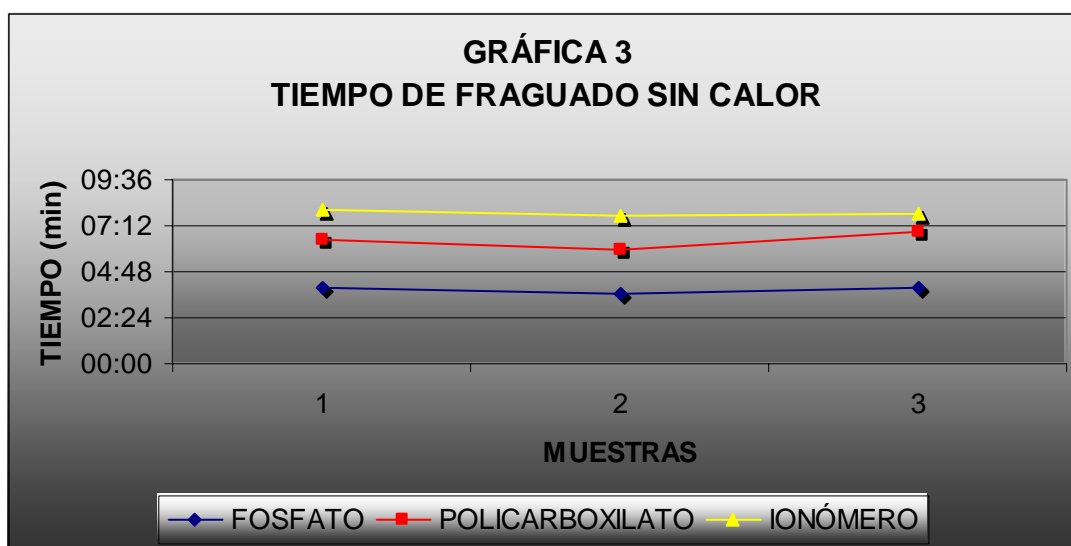
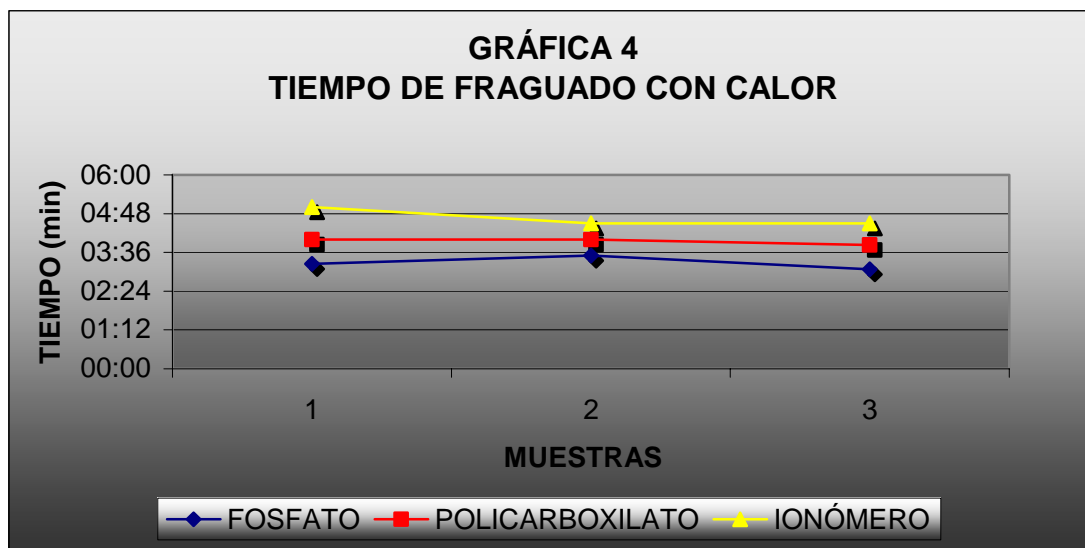




Tabla 11. TIEMPO DE FRAGUADO CON CALOR (min).		
FOSFATO DE CINC	POLICARBOXILATO DE CINC	IONÓMERO DE VIDRIO
3:15	4:00	5:00
3:30	4:00	4:30
3:05	3:50	4:30

Tabla 12. PROMEDIO DE RESULTADOS (min).		
FOSFATO DE CINC	POLICARBOXILATO DE CINC	IÓNOMERO DE VIDRIO
3:16	3:56	4:40





Resistencia a la compresión

Tabla 13. RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN SIN CALOR (MPa).

FOSFATO DE CINC	POLICARBOXILATO DE CINC	IÓNOMERO DE VIDRIO
21.83	10.96	17.4
46.93	35.73	40.26
57.65	40.29	47.08
34.89	36.86	37.23
68.04	31.55	36.43

Tabla 14. PROMEDIO DE RESULTADOS (MPa).

FOSFATO DE CINC	POLICARBOXILATO DE CINC	IÓNOMERO DE VIDRIO
45.868	31.078	35.068

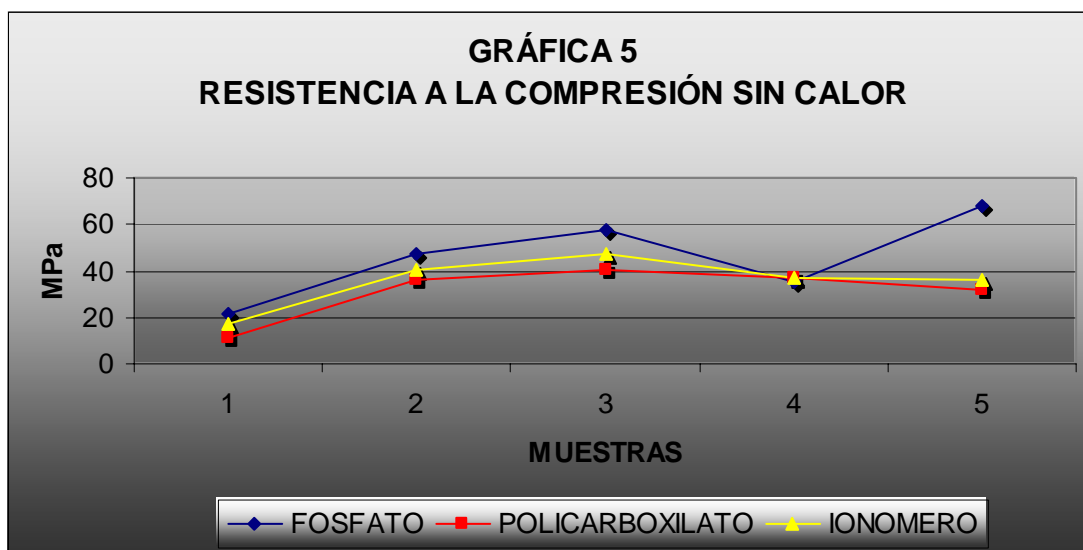
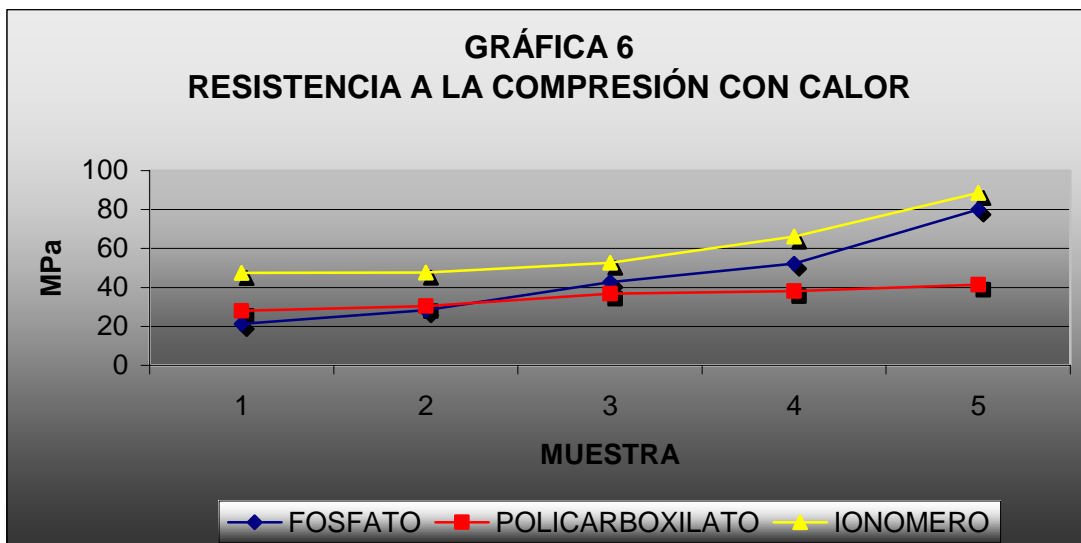




Tabla 15. RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN CON CALOR (MPa).		
FOSFATO DE CINC	POLICARBOXILATO DE CINC	IÓNOMERO DE VIDRIO
21.34	27.91	47.46
28.25	30.52	47.63
42.75	36.81	52.66
52.27	38.17	66.1
80.08	41.46	88.56

Tabla 15. PROMEDIO DE RESULTADOS (MPa).		
FOSFATO DE CINC	POLICARBOXILATO DE CINC	IÓNOMERO DE VIDRIO
44.938	34.962	60.482





DISCUSIÓN

Al finalizar las pruebas que se llevaron a cabo en el presente estudio reflejan, en general, un rendimiento adecuado de los cementos dentales que sirvieron de población de estudio y muestra, tal y como fueron adquiridos en el depósito dental, ya fuera en la prueba de espesor de película o en la prueba de tiempo de fraguado; haciendo una excepción en la prueba de resistencia a la compresión, donde ninguno de los cementos tuvo la capacidad de cumplir con los requerimientos mínimos de la norma, así como el tiempo de fraguado alargado que exhibió el ionómero de vidrio con respecto a las indicaciones del fabricante, que en promedio fue de 1:51min, o el fosfato de cinc que en dos series de pruebas de espesor de película obtuvo 2 resultados superiores a 25 μm .

Cova, menciona que el espesor de película del fosfato de cinc depende de la fineza del polvo, así que es probable que su comportamiento responda directamente al tamaño de la partícula del polvo. Analizando los resultados que se obtuvieron de la prueba de resistencia a la compresión podemos observar que existió una variación muy amplia en los valores del fosfato de cinc, donde el valor mínimo fue de 21.83 MPa y el mayor de 68.04 MPa; para el ionómero de vidrio de 10.96 MPa hasta 40.29 MPa y finalmente el policarboxilato con cifras desde 17.4 MPa hasta 47.08 MPa. Son valores muy diversos, así que es posible que algún factor en su manipulación haya contribuido a esa oscilación tan marcada; aunque Cova menciona que el contacto prematuro del fosfato con el agua provoca una desintegración prematura y hace al cemento más débil y desintegrable, esto puede estar en relación con las gotas de thinner que fueron utilizadas a manera de separador de los módulos hacedores de muestras; a pesar de ello ninguno de los valores estuvo cerca de superar los límites de la norma. Denisova menciona que el mismo fenómeno ocurre con el ionómero de vidrio al disminuir la resistencia a la compresión y el módulo elástico.



Sin embargo, después de haber expuesto los cementos a la irradiación del calor liberado desde el horno de calor seco, se pudo observar una variación en el comportamiento de los cementos dentales sin excepción en todas las pruebas. Cabe mencionar que se registró la temperatura que mantenía la superficie del esterilizador donde fueron colocados los cementos, la cual promedió de 46 a 47° C; a pesar de ello, al tercer día de haber expuesto los cementos al calor liberado del esterilizador, inició un depósito de condensación de líquido a manera de burbujas, en la parte superior del contenedor de los líquidos de los cementos de policarboxilato de cinc e ionómero de vidrio. Esto hace pensar que los líquidos sufrían de un proceso de evaporación, así que es posible que la temperatura que registraba el termómetro fuera aún mayor, lo suficiente para crear el fenómeno de evaporización dentro de los contenedores de líquido. Merece mencionar que al estar el líquido en proceso de evaporación, sería obvio pensar que hubo una pérdida de agua, pero también una pérdida de ácido de la formulación del líquido.

Hondrum menciona que la evaporación puede suceder inadvertidamente al abrir y cerrar frecuentemente el contenedor o al tener un defecto de sellado el sistema de cierre del mismo en condiciones normales de temperatura y humedad; así que es posible esta misma evaporación se haya visto aumentada con el efecto del calor; agregando que el proceso de abrir y cerrar el contenedor se llevó a cabo en diversas ocasiones, provocando así una mayor pérdida de agua desde los líquidos.⁸

Al término de la exposición al calor, el líquido del policarboxilato de cinc no era tan transparente como se mostró al inicio de la investigación. Hondrum menciona que esto es debido quizá a la pérdida de agua en la fórmula o quizá a un espontáneo crecimiento en la cadenas del polímero del cual se compone el líquido.

Con respecto a las cifras que se obtuvieron de la prueba de espesor de película posterior a la exposición de calor muestran un aumento considerable en el fosfato de cinc, situándolo en promedio hasta en 71 μm ; un aumento significativo en el



policarboxilato de cinc que promedió 41 μm ; aunque cabe destacar la disminución en el espesor del ionómero de vidrio que promedió 13 μm , con cifras de espesor de película de hasta 10 μm ; esto concuerda con Hondrum que reportó una disminución semejante en el espesor de película de varios cementos dentales después de exponer los cementos fraguados durante el lapso de 10 a 20 minutos a 37°C y 95 \pm 5% de humedad relativa. Es posible que tenga cierta responsabilidad el ácido itacónico, el cual reduce la viscosidad del líquido, así que podría influenciar en disminuir aún más la viscosidad y dar como resultado un menor espesor de película.

En la prueba de tiempo de fraguado todos los cementos mostraron la misma tendencia, disminuyendo desde algunos segundos y hasta minutos el tiempo de fraguado al que hace referencia el fabricante. En promedio el fosfato de cinc solo disminuyó 14 segundos; el ionómero 1:20 min y el más perjudicado por el calor fue el policarboxilato de cinc con casi 3:00 min. En teoría el fosfato de cinc tenía que haber aumentado su tiempo de fraguado, ya que el agua produce una disolución del ácido ocasionando mayor ionización y disminuyendo el tiempo de fraguado. A pesar de ello, todos los cementos estuvieron apegados a los límites exigidos por la norma con respecto a este rubro. Este efecto se debe principalmente a un aumento en la concentración del ácido que contiene el líquido.

En lo que respecta a la prueba de resistencia a la compresión, tanto el ionómero como el policarboxilato de cinc aumentaron su resistencia a la compresión. En promedio el ionómero aumento casi 25 MPa y el policarboxilato de cinc 3 MPa. Comúnmente esto sucede cuando hay un aumento en la relación polvo/líquido, pero también sucede cuando hay un aumento en la acidez del líquido, que en este caso sería el factor que estaría contribuyendo a este aumento en la resistencia a la compresión. Con respecto al fosfato de cinc, disminuyó su promedio casi 1 MPa; sin embargo, aumentó su valor hasta 80.08 MPa en la muestra 5. Esto puede significar que su disminución con respecto a la primer prueba responda a un factor que haya influido para debilitar las muestras o producto de una mala manipulación del cemento.



CONCLUSIONES

- ❖ Colocar los cementos dentales a base de agua sobre la superficie de los hornos de calor seco representa un factor más para que sus propiedades se vean modificadas; es posible que este proceso sea directamente proporcional al tiempo en el que son expuestos; y adquiere mayor dimensión el problema debido a que tiene influencia clínica directa.
- ❖ El aumento de espesor de película en el fosfato de cinc y policarboxilato de cinc se traduciría en dificultad para cementar adecuadamente la restauración, poca transferencia de estrés a los tejidos de soporte y aumento en la solubilidad de los márgenes resultando en una pobre retención de la restauración, ocasionando microfiltración, percolación o el desalojo de la restauración.
- ❖ De los tres cementos dentales estudiados, fue el ionómero de vidrio el material que sufrió más cambios al ser expuesto al calor. A pesar de que sus propiedades físicas de espesor de película y resistencia a la compresión hayan mejorado, es posible que la acidez haya aumentado. Esto traería como consecuencia mala biocompatibilidad.
- ❖ En los tres cementos se vio reducido el tiempo de trabajo, siendo el policarboxilato de cinc el cemento más afectado; a pesar de ello, la reducción en su tiempo de trabajo de ninguno de los cementos fue suficiente para no superar los valores impuestos por la norma 96.
- ❖ Es necesario contar con un espacio suficiente para que los cementos dentales sean almacenados en un sitio alejado de donde se encuentra el horno de calor seco y nunca colocarlos en ninguna de sus superficies, para reducir así la posibilidad de que estos materiales sean afectados por la irradiación de calor inherente producida por los esterilizadores.



FUENTE DE INFORMACIÓN

- 1.- Anusavice K. La ciencia de los materiales dentales, de Phillips. 10ª ed. Ciudad de México. Editorial McGraw-Hill Interamericana Editores, S.A. de C.V., 1998. Pp. 283-326.
- 2.- ANSI/ADA. Specification No. 96 Dental water-based cements. Council Dental Materials, Instruments and Equipment. Chicago USA 1994.
- 3.- Alvarado, M. Tesina: Erosión de los cementos dentales a diferentes temperaturas. Facultad de Odontología, UNAM. México, D.F. 2002.
- 4.- Barceló, F. Materiales dentales conocimientos básicos. Editorial Trillas. México, Distrito Federal. Pp 83-101.
- 5.- Castrejón, R. Tesis: Termografía comparativa de tres hornos de calor seco convencionales. Facultad de Odontología, UNAM. México, D.F. 2003.
- 6.- Cattani-Lorente M, Godin C, Meyer J. Mechanical behavior of glass ionomer cements affected by long-term storage in water. Dental materials. Vol 10, 1994. Pp 37-44.
- 7.- Cova J. Biomateriales dentales. Editorial Amolda 1ª ed. Colombia 2004. Pp 150-227.
- 8.- Denisova LA, et al. The use of acoustic microscopy to study the mechanical properties of glass-ionomer cement. Dental materials. Vol 20, 2004. Pp 358-363



-
- 9.- Drummond J, Robledo J, Garcia L, Toepke T. Thermal conductivity of cement base materials. *Dental materials*. Vol 9, 1993. Pp 69-71.
- 10.- Guzman H. *Biomateriales odontológicos de uso clínico*. 3ª ed. Santa Fe de Bogotá, Colombia. Editorial Ecoe Ediciones. 2003. Pp 51-79.
- 11.- Hondrum, S. Properties of luting agents upon water loss. *Journal of dentistry research*. 1998. Vol 77, (abstract No. 173). Pp 127.
- 12.- Hondrum, S. Effects of evaporation on the properties of water-based dental luting agents. *General dentistry*. Vol 48, No. 3. 2000. Pp 286-290.
- 13.- Hondrum, S. Storage stability of dental luting agents. *The journal of prosthetic dentistry*. Vol 81, No. 4. 1999. Pp 464-468.
- 14.- Morales, C. Tesis: Influencia de la exposición al medio ambiente en los líquidos de los cementos dentales. Facultad de Odontología, UNAM. México, D.F. 1991.
- 15.- Morales, C, etal. Influencia de la exposición al medio ambiente en los líquidos de los cementos dentales. *Práctica odontológica*, UNAM. Vol 13, No. 4 México, DF. 1992. Pp 56-59.
- 16.- Mount G. *Atlas práctico de cementos de ionómero de vidrio, guía clínica*. Salvat editores. Barcelona, España. 1990. Pp 1-21.
- 17.- Nomoto R, McCabe J. A simple acid erosion test for dental water-based cements. *Dental materials*. Vol 17, 2001. Pp 53-59.
- 18.- Nomoto, R, etal. Erosion of water-based cements evaluated by volumetric and gravimetric methods. *Dental materials*. Vol 19, 2003. Pp 240-244.



-
- 19.- Rosenstiel S, Land M, Crispin B. Dental luting agents: a review af the current literature. The journal of prosthetic dentistry. Vol 80. Pp 280-297.
20. Sánchez, J. Tesina: Influencia de la temperatura y la espatulación durante el mezclado del cemento de policarboxilato de zinc en comparación con el fosfato de zinc. Facultad de Odontología, UNAM. México, D.F. 2002.
- 21.- Sharanbir K, Schmalz G. The biocompatibility of glass-ionomer cement materials. American Journal of Dentistry. Vol 14, No. 6. 2001. Pp 387-394.
- 22.- Xie D, Brantley W, Culbertson B, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. Dental materials. Vol 16, 2000. Pp 129-138.