

87  
2 ej



# UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

## INFLUENCIA DE LA PROPORCION POLVO-LIQUIDO EN LOS CEMENTOS DE POLICARBOXILATO DE ZINC EN PROPIEDADES FISICAS

### T E S I S I N A

PARA OBTENER EL TITULO DE:  
CIRUJANO DENTISTA  
P R E S E N T A :  
JORGE CASTRO DE LA LUZ

ASESOR: C.D. JORGE GUERRERO IBARRA



MEXICO, D. F.

1996

TESIS CON FALLA DE ORIGEN

TESIS CON FALLA DE ORIGEN



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 mi Padre, por tu ayuda, comprensión, y apoyo que me diste cuando más te necesitaba. Gracias.

A mi Mamá, que siempre estará con nosotros.

A mi esposa, Erika, por tu amor, apoyo y confianza que me has brindado, y en especial en esta etapa de mi vida, el término de mi carrera. Gracias.

Por nuestro Bebé, que será lo más valioso que tendremos en la vida.

A mis hermanos, Lely, Lupita, Sandra, y Roberto. Gracias

**Al honorable jurado.**

**Gracias a su colaboración y ayuda para llevar a cabo nuestro examen profesional.**

**Por su apoyo incondicional y cálida humana.**

**C.D. Jorge Guerrero Ibarra.**

## INDICE

1. Introducción.	1
2. Antecedentes.	5
2.1 Usos.	6
2.2 Composición.	7
2.3 Manipulación.	10
2.4 Adhesión.	13
2.5 Propiedades Físicas.	15
2.6 Consideraciones Biológicas.	20
2.7 Estudios realizados en Propiedades Físicas.	23
3. Planteamiento del Problema.	31
4. Justificación.	32
5. Hipótesis.	33
6. Objetivos	34
7. Materiales y Métodos.	36
7.1 Material.	36
7.2 Método.	38
8. Resultados.	47
9. Gráficas	57
10. Conclusiones	64
11. Comentarios	65
12. Bibliografía	66

## INTRODUCCION.

En las propiedades de un cemento de policarboxilato de zinc, como sucede con todos los procedimientos de ensayo. Los valores presentados son representativos.

La resistencia a la compresión de los cementos de policarboxilato de zinc se halla dentro del intervalo de valores de los cementos de óxido de zinc y eugenol reforzados, pero es inferior a la del cemento de fosfato de zinc. Sin embargo, la resistencia de los cementos de policarboxilato es menos sensible a las pequeñas fluctuaciones de la proporción polvo-líquido que el cemento de fosfato de zinc.

Al reducir a un tercio la cantidad recomendada de polvo en la mezcla de cemento de policarboxilato se reduce la resistencia casi hasta  $50 \text{ kg/cm}^2$  (8700 psi), o alrededor de 9%. Asimismo, una reducción similar en la cantidad de polvo incorporado a la mezcla de fosfato de zinc reduce la resistencia hasta un 35% en comparación con la que se obtiene con la proporción recomendada.

El cemento de policarboxilato de zinc preparado con la correcta proporción polvo-líquido y con la manipulación adecuada parece ser grueso y viscoso, como se comparó con las correspondientes mezclas de cemento de fosfato de zinc, sin embargo, formará una película de 25  $\mu\text{m}$  o menos. Es decir, cumple con los requisitos que se han establecido para la cementación de los colados de ajuste de precisión. El aspecto viscoso del cemento es engañoso ya que no es más difícil asentar un colado

de ajuste preciso con cemento de policarboxilato que con un cemento de fosfato de zinc.

Este fenómeno está relacionado con las propiedades reológicas del cemento. El cemento de poliacarboxilato se comporta como un material pseudoplástico.

El cemento de policarboxilato de zinc es un material para base cavitaria y cemento, que tiene una adhesión específica entre los cementos de policarboxilato y la estructura dentaria, tiene obvias ventajas cuando son utilizados como medios cementantes, en particular al esmalte y dentina, y es usado como alternativa del cemento de fosfato de zinc.

Aunque son materiales muy utilizados como agentes cementantes, no tienen una tasa de fracasos demasiado elevadas.

Se cree que cuando el polvo y el líquido se combinan, el mecanismo productor de cemento es una reacción de iones de zinc con el ácido poliacrílico por mediación de los grupos carboxilo. El zinc también puede reaccionar con los grupos carboxilo de cadenas adyacentes de ácido poliacrílico y formar una estructura de cadena cruzada, entre los iones. Así, el cemento endurecido se compone de partículas de óxido de zinc dispersas en una matriz de policarboxilato sin estructura.

Recientemente se han puesto a la venta varios cementos de policarboxilato como sistemas de compuestos simples, los cuales constan de un polvo que se mezcla con

agua. El ácido poliacrílico es secado y el ácido hecho polvo se mezcla con agua, el ácido poliacrílico entra en la solución, y se produce una reacción de fraguado.

La especificación No.61 para el cemento de policarboxilato de zinc, ha sido redactada por el subcomite para cumplir con los siguientes objetivos.

Establecer los valores máximos de tiempo de fraguado, espesor de película, y un valor mínimo de resistencia a la compresión para un cemento de policarboxilato de zinc.

En esta investigación se realizará un estudio comparativo de cuatro cementos de policarboxilato de zinc, siendo estos los de mayor demanda en el mercado, estos cementos son:

- PCA CEMENT MEDENTAL
- S.S.WHITE
- DURELON
- PROTHOPLAST

La comparación de los cuatro cementos se determinará en base al tiempo de fraguado , espesor de película, resistencia a la compresión y el escurrimiento que presenta cada uno de los cementos a base de policarboxilato de zinc.



La prueba de escurrimiento se determinara en base al tixotropismo que presenta el cemento de policarboxilato en comparación con un cemento a base de oxido de zinc y eugenol tipo III, la prueba se realizara a una hora, en una caja de escurrimiento.

## **ANTECEDENTES.**

Los cementos de policarboxilato de zinc fuerón desarrollados a fines de 1960, como un cemento adhesivo dental en la búsqueda de un material que pudiera combinar las propiedades de resistencia de los sistemas de fósforos, con la aceptabilidad biológica de los materiales de oxido de zinc y eugenol. (1)

Estos materiales han pasado por varias etapas de desarrollo, desde su comienzo y su progreso esta continuando. Es presentado en forma de polvo y líquido, y es el primer material para base cavitaria y cemento que tiene una sustancial adhesión especifica a la estructura dentaria. (2)

Los cementos de policarboxilato finalmente fuerón introducidos en el año 1968. Este cemento es el único cemento dental con verdaderas propiedades adhesivas. Los cementos de policarboxilato son poco irritantes al tejido pulpar, y en este aspecto son comparables a los cementos de oxido de zinc y eugenol. (3)

Sintetizado por Smith, es el primer cemento con verdadero potencial adhesivo al téjido dentario, altamente compatible. (4)

## USOS.

Utilizando el líquido apropiado, el cemento de policarboxilato de zinc puede ser empleado como protección pulpar o como cemento para colocación de restauraciones rígidas. En el primer caso, la resistencia del cemento es suficiente para permitir la condensación de la amalgama y su efecto sobre la pulpa lo suficientemente poco irritante como para obviar en la mayoría de los casos la necesidad de utilizar alguna otra protección adicional. (2)

La conductividad térmica del cemento es baja, por lo que ofrece buena protección contra los estímulos térmicos transmitidos por las restauraciones metálicas. (2)

El cemento de policarboxilato experimenta un aumento inicial lento en la viscosidad, lo que permite suficiente tiempo para colocarlo sobre las restauraciones y llevar estas a posición sobre las preparaciones dentarias. Este último procedimiento es facilitado por la gran capacidad que tiene el material para fluir. Estas propiedades en conjunto, posibilitan el uso de una elevada relación polvo-líquido en la mezcla a utilizar para cementado, lo que brinda una mayor resistencia y menor solubilidad. (2)

La adhesión específica entre los cementos de policarboxilato y la estructura dentaria tiene obvias ventajas cuando son utilizados como medios cementantes. La adhesión es facilitada por el buen contacto que puede tomar el

material con la superficie del sustrato, y la unión por hidrógeno de los grupos laterales carboxilo, sin embargo el efecto de este mecanismo disminuye cuando el cemento fragua y es esencial aplicarlo contra el diente en forma inmediata para lograr el máximo de adhesión. Desafortunadamente la adhesión al oro y a la porcelana es deficiente y cuando se desprende una restauración en general lo hace a nivel de la interfase entre el cemento y el material restaurador. Este problema puede ser solucionado en el futuro recubriendo la superficie interna de las restauraciones con una capa de un material que tenga grupos funcionales capaces de inducir adhesión específica. (2)

El cemento presta su utilidad como material cementante en restauraciones tipo incrustación, teniendo en cuenta que la preparación cavitaria posea esmalte suficiente en todo el ángulo cavo superficial biselado. (4)

Esta contraindicado en la cementación de la corona completa, pues la preparación dentaria no presenta esmalte suficiente. El cemento de policarboxilato ha cedido el paso al cemento de ionómero de vidrio. (4)

## **COMPOSICION.**

Los cementos de policarboxilato son sistemas de polvo y líquido. El líquido es una solución acuosa de ácido poliacrílico o un copolímero de ácido acrílico con otros ácidos carboxílicos no saturados, es decir, itacónico. El peso molecular de los

poliácidos es de 30 000 a 50 000. La concentración ácida varía en algún grado de un cemento a otro pero por lo regular es de 40%. (15)

La composición del polvo es similar a la del cemento de fósforo de zinc: básicamente de óxido de zinc con algo de óxido de magnesio, este último sustituye al de estaño. Se añaden otros óxidos, como de bismuto y aluminio. El polvo también contiene cantidades pequeñas de fluoruro estañoso, que modifica el tiempo de fraguado y asegura las propiedades de manipulación, es un aditivo importante que aumenta la resistencia. (15)

La mezcla en polvo se sinteriza a temperatura alta a fin de reducir la reactividad y pulverizado en partículas finas. En la reacción hidrofugable, el poliácido se seca al frío y ese polvo se mezcla con el del cemento, los líquidos son agua o una solución frágil de  $\text{NaH}_2\text{FO}_4$ . Sin embargo, la reacción de fraguado es la misma si el poliácido se seca al frío y después se mezcla con agua, o si el cemento líquido tiene una solución acuosa convencional de poliácido.

(15)

Aunque la reacción de fraguado precisa no está clara, parece probable que cuando el polvo y el líquido se mezclan, el ácido ataca la superficie de las partículas de polvo con la liberación posterior de zinc, magnesio y estaño, que se unen a las cadenas de polímeros con los grupos carboxilo. Estos iones reaccionan con los grupos carboxilo de las cadenas poliácidas adyacentes, de manera que se forme una sal binaria de cadenas cruzadas, y el cemento fragua. Cuando este endurece, consta de

una matriz amorfa de gel en la cual se dispersan las partículas de polvo residuales. La microestructura tiene el aspecto del cemento de fosfato de zinc. (15)

En el polvo son incluidos otros óxidos metálicos, para modificar la reacción de fraguado, y una versión contiene fluoruro estañoso en un intento de reducir la caries en las estructuras dentarias adyacentes. Otra fórmula incluye hasta 43% de alúmina, lo que ha permitido obtener un material compuesto como en los cementos de EBA. (12)

El líquido es una solución acuosa de ácido poliacrílico, que es presentado en diferentes viscosidades, la más baja de las cuales es utilizada para el cementado de restauraciones y la más alta para preparar bases cavitarias. La viscosidad en general, puede ser regulada variando el peso molecular del ácido, pero un efecto similar puede ser logrado variando su concentración. (2)

La estructura de este poliácido es:

Algunas fórmulas de cementos de policarboxilato traen liofilizado el ácido poliacrílico dentro del polvo. Al hacer la mezcla con agua destilada se reconstituye el ácido poliacrílico. Es de anotar, sin embargo, como los policarboxilatos de zinc solo poseen capacidad de unión cuando existe gran cantidad de calcio como sucede en el esmalte. (4)

## **MANIPULACION.**

El tiempo de trabajo con estos cementos es bastante corto. Si se requieren resultados satisfactorios, las operaciones de mezcla y cementación se tienen que llevar a cabo sin prisa. No obstante la adhesión del cemento a la estructura dental, los cementos de policarboxilato no son superiores a los de fosfato de zinc en cuanto a retención de restauraciones de metal noble vaciado. Se requiere una fuerza parecida para retirar las incrustaciones de oro cementadas con fosfato de zinc o con policarboxilato, la diferencia radica en la forma de falla. Con el cemento de fosfato de zinc, la falla se presenta por lo regular en la interfase cemento-diente, en el caso del cemento de policarboxilato, la falla se presenta de manera cohesiva en la interfase de cemento-metal y no de manera adhesiva en la interfase diente-cemento. (15)

El cemento es incapaz de unirse al metal en una condición de química contaminada "como vaciado" o "en baño". Así es esencial que se retire cualquier superficie con impurezas químicas de la cavidad del vaciado, a fin de mejorar el humedecimiento y, por lo tanto, también se mejore la unión mecánica de la interfase cemento-metal. Es posible someter a abrasión con cuidado la superficie con una piedra pequeña. (15)

Como este tipo de cementos proporcionan una oportunidad para obtener adhesión a la estructura dental, es necesario una limpieza meticulosa de la superficie de la cavidad y así obtener un contacto íntimo e interacción entre el cemento y el

diente. Luego de hacer la limpieza, se aísla la cavidad y evitar posterior contaminación con líquidos bucales. Es suficiente secar la superficie antes de la cementación. Los líquidos del cemento son muy viscosos, lo cual es una función del peso molecular y de la concentración del ácido poliacrílico y por tanto, varía de una marca a otra. Así las proporciones polvo-líquido que se requieren para producir un cemento de consistencia adecuada difieren en cada producto. Por lo general, hay un rango de 1.5 partes de polvo a una parte de líquido por peso. (15)

Este cemento se tiene que mezclar en una superficie que no absorba líquido. Es mejor emplear una loseta de vidrio que las losetas de papel, por lo general suministradas por el fabricante, por que una vez que se enfría se mantiene la temperatura por un tiempo mas prolongado. Como se estableció antes, enfriar la loseta y el polvo proporcionan un tiempo de trabajo un poco más prolongado, pero en ninguna circunstancia se tiene que colocar el líquido en un refrigerador. (15)

Justo antes de empezar la mezcla se dispensa el líquido, porque pierde agua en la atmósfera con rapidez. Esta pérdida de agua da lugar a un incremento muy marcado en su viscosidad, de hecho, si el líquido se deja en la loseta durante unos minutos, aumenta su viscosidad. El polvo se incorpora con rapidez en el líquido en grandes cantidades. si se desea obtener una buena adhesión a la estructura dental, el cemento se tiene que utilizar antes de que pierda su aspecto brillante. Si la superficie de la mezcla está opaca, la reacción de fraguado progresó al punto de que contiene una cantidad insuficiente de grupos carboxilo sin reaccionar para que se combinen con el calcio del diente. Durante el fraguado, el cemento pasa a través de una etapa



elástica. El excedente que surge de los márgenes del vaciado no se retira mientras se encuentre en esta etapa, porque hay peligro de que algo se escurra por debajo de los márgenes y deje un vacío, se retira hasta que el cemento endurece. (15)

Estos cementos se mezclan mejor en una loseta fría, si es que se requiere un tiempo de trabajo prolongado, el material debe de ser cuidadosamente proporcionado y los componentes recién dispensados deben mezclarse con rapidez en 30 a 40 segundos, la mezcla debe de usarse mientras esta aún brillante, antes de que comience a formar filamentos como los de tela de araña al manipularla, la mezcla correcta para cementados es más viscosa que la del cemento de fosfato de zinc, pero debido a su distinta reología fluye adecuadamente bajo presión. (5)

El interior de la restauración y la superficie del diente deben estar limpios y libres de saliva. El polvo y el líquido deben guardarse en un lugar fresco y mantenerse tapados, la pérdida de humedad del líquido llevará a su espesamiento. (5)

El cemento de policarboxilato se adhiere a los instrumentos, en especial, a los de acero inoxidable, es útil emplear alcohol como un agente no adherente para la espátula mezcladora, los instrumentos deben limpiarse antes de que el cemento endurezca en ellos. Si el cemento se adhiere inadvertidamente a la espátula, puede quitarse fácilmente la mayor parte. El material restante puede retirarse hirviendo la espátula en una solución de hidróxido de sodio. (16)

## ADHESION A LA ESTRUCTURA DENTARIA

La característica sobresaliente del cemento de policarboxilato de zinc es que tiene unión química con la estructura dental. No se comprende por completo el mecanismo, pero quizá sea análogo a la reacción de fraguado, se cree que el ácido poliacrílico reacciona por medio de los grupos carboxilo con el calcio de la hidroxiapatita. El componente inorgánico y la homogeneidad del esmalte es mayor que el de la dentina. Así, la resistencia de unión es mayor que en el primero que en esta última. (15)

Hay pruebas convincentes de que este tipo de cemento se une a la estructura dentaria por adhesión. Se ha registrado un amplio margen de resistencia de unión al esmalte y la dentina. Una vez más, podemos atribuir las diferencias a las técnicas de ensayo. Sin embargo, y sin tener en cuenta los valores exactos obtenidos en estudios individuales, los resultados relativos concuerdan. (17)

En este estudio se evaluó la resistencia de la unión al medir la tensión por tracción necesaria para separar un cilindro de cemento de la superficie del esmalte y de la dentina. Es obvia la superioridad de la unión del cemento de policarboxilato con el esmalte y la dentina sobre el cemento de fosfato de zinc. Señalemos que los valores para el esmalte, donde no intervino ciclo térmico alguno, no representan la verdadera resistencia de unión. En realidad, es más elevada que esos datos, porque la mayor parte de las muestras fallaban en la cohesión, y no en la adhesión en la

interfase esmalte-cemento, es decir, la resistencia de unión al esmalte superaba la resistencia a la tracción del cemento bajo la carga axial utilizada para este ensayo. (17)

Cuando las muestras sufrieron tensión térmica creando procesos cíclicos entre baños de agua con 40°C (170°F) de diferencia de temperatura, la resistencia de unión entre el cemento de policarboxilato y la estructura dentaria disminuyó. Sin embargo, el efecto degradante no era tan grande como para el cemento de fosfato de zinc. Cuando las muestras de fosfato de zinc se sometieron a procesos cíclicos, el cemento se separaba limpia e invariablemente del diente. El hecho de que la resistencia de unión del cemento de policarboxilato al esmalte sea mayor que en la dentina apoyaría la teoría de unión de calcio, debido a que existe una concentración más alta de apatita en el esmalte que en la dentina. (17)

Con los cementos de policarboxilato de zinc puede ser lograda una adhesión específica a la estructura dentaria, en particular al esmalte. La etapa inicial, en el proceso, es el contacto íntimo con la superficie dentaria, favorecido por la tendencia de los grupos carboxilo del políácido a formar puentes de hidrógeno con el sustrato. Estas uniones, son progresivamente reemplazadas por uniones iónicas entre los iones de calcio del diente y los grupos carboxilos, después del desplazamiento del hidrógeno. La capacidad de los grupos carboxilo para formar uniones a través del hidrógeno puede también contribuir a formar complejos con los constituyentes orgánicos del diente. Sin embargo, la adhesión superior, lograda en el esmalte, sugiere que la reacción principal es con la fase inorgánica, ya que ésta constituye una

proporción mayor en el esmalte que en la dentina. La adhesión del cemento de policarboxilato de zinc a una superficie lisa es superior a la obtenida sobre una rugosa, en contraste con lo que sucede con el cemento de fosfato de zinc. Aunque los cementos de policarboxilato son hidrofílicos, la cavidad debe estar limpia y seca para obtener óptima adhesión. La presencia de saliva reduce en forma marcada la adhesión entre el cemento y el diente. (2)

Diversas experiencias han mostrado que el tratamiento de la dentina limpia con soluciones de Brushita (fosfato ácido de calcio dihidratado), deja una delgada capa de precipitado de hidroxiapatita de calcio. Esta aumenta la resistencia de la unión entre la dentina y el cemento de policarboxilato a un nivel similar al obtenido entre el cemento y el esmalte. En el futuro ello puede formar parte de la técnica de manipulación de los cementos de policarboxilato y de ionómeros vítreos. En circunstancias ideales las fallas en la unión entre el diente y el cemento de policarboxilato deben ser de tipo cohesivo dentro del cemento, permaneciendo intacta la unión entre ambos. (2)

## **PROPIEDADES FISICAS.**

En la elección de un cemento, rige en gran medida la demanda funcional y biológica de la situación clínica particular. Si se intenta obtener un funcionamiento óptimo, las propiedades físicas y biológicas junto con las características de manipulación, es decir tiempos de trabajo y fraguado, así como facilidad de retiro de

excedente, se tienen que considerar cuando se seleccione un cemento para una tarea específica. (15)

El cemento de policarboxilato o poliacrilato, como se denomina en ocasiones, es un sistema de cementos en el que se obtiene una adhesión a la estructura dental. (15)

### **TIEMPO DE FRAGUADO.**

El tiempo de fraguado depende de la composición y el método de la fabricación del polvo y el líquido. Puede lograrse un tiempo de fraguado más rápido con temperaturas más altas. (16)

El ácido poliacrílico es un agente quelante que atrapa iones metálicos. Durante la reacción de fraguado del cemento, la capa superficial de las partículas de óxido de zinc es atacada, y los iones de zinc son quelados por los grupos carboxilos de las cadenas del ácido. Es posible que las cadenas del poliacrilato se unan, transversalmente o en forma cruzada, mediante un mecanismo similar que involucra la formación de puentes por parte de la sal. El resultado de la reacción es una estructura nucleada en la cual las partículas no reaccionadas del polvo, son aglutinadas por una matriz de poliacrilato de zinc. (2)

La reacción de fraguado se produce rápidamente, pero puede ser demorada enfriando la loseta donde es realizada la mezcla o incorporando menor cantidad de polvo. Como generalmente es suministrado un bloque de papel para realizar la mezcla, y dado que la reducción de la relación polvo-líquido, disminuye la resistencia del producto final, esta permitido al clínico incorporar la cantidad óptima de polvo al líquido en el tiempo más breve posible. Una relación polvo-líquido de alrededor de 1.5 : 1.0 en peso, es típica y la mezcla debe de ser completada en 30-40 segundos para obtener un adecuado tiempo de trabajo. Algunos fabricantes suministran una medida para el polvo, que dispensa una cantidad adecuada para mezclar con una gota de líquido. Aunque la medición del polvo en volumen no es exacta, el error cometido es probablemente pequeño con el que resulta de otras variables clínicas. La superficie de la mezcla cremosa resultante debe tener brillo cuando es utilizado el material. Si es opaca y tiende a formar filamentos al ser tocada con un instrumento, es porque la reacción ha avanzado demasiado y la mezcla deberá entonces ser desechada. Una ligera pérdida de agua del líquido debe, por lo tanto, ser dispensado inmediatamente antes de ser usado y no exponerlo sobre la superficie de mezcla más tiempo del necesario. (2)

La velocidad de fraguado es afectada por la relación polvo-líquido, la reactividad del óxido de zinc, el tamaño de las partículas, la presencia de aditivos y el peso molecular y la concentración del ácido poliacrílico. Para productos comerciales el tiempo de fraguado oscila entre 5 a 8 minutos. (5)

La reacción de fraguado implica la formación de una sal, poliacrilato de zinc. El material fraguado es una estructura nucleada que contiene una cantidad considerable de óxido de zinc no reaccionada. El óxido de zinc reacciona con el ácido poliacrílico formando una estructura de cadenas cruzadas de poliacrilato de zinc. El cemento fraguado consta de partículas de óxido de zinc residual unidas entre si por esta matriz amorfa geliforme. (16)

La característica sobresaliente del cemento de policarboxilato de zinc es que tiene unión química con la estructura dental. No se comprende por completo el mecanismo, pero quizá sea análogo a la reacción de fraguado. Se cree que el ácido poliacrílico reacciona por medio de los grupos carboxilo con el calcio de la hidroxiapatita, el componente inorgánico y la homogeneidad del esmalte es mayor que la de la dentina así, la resistencia de unión es mayor en el primero que en esta última. (15)

El tiempo de trabajo de este cemento es más corto que el de fosfato de zinc: cerca de 2.3 min, en comparación con los casi 5 min. del fosfato de zinc. Enfriar la loseta aumenta este tiempo de algún grado. Aunque es posible refrigerar el polvo, los líquidos se tienen que mantener a temperaturas ambiente normales. Temperaturas más bajas hacen que el líquido poliácido se espese. Los tiempos de fraguado van de 6 a 9 min, lo cual es un rango aceptable para un agente de cementación. (15)

## **ESPESOR DE PELICULA.**

Cabe recalcar que el grosor de la película es una propiedad importante para todos los agentes de cementación. Cuando se mezclan los del carboxilato en la proporción polvo-líquido adecuada, son más viscosos que una mezcla similar de cemento de fosfato de zinc. Sin embargo, en el aspecto reológico este último se clasifica como un líquido newtoniano, mientras la mezcla de policarboxilato es pseudoplástica. Los materiales pseudoplásticos sufren adelgazamiento con el aumento en el grado tangencial, como ocurre con la espatulación y colocación del vaciado. Así, a pesar de su aspecto viscoso, estos cementos son capaces de formar películas de 25  $\mu\text{m}$  o menos. (15)

La mezcla parece ser más viscosa que para los otros cementos, pero fluye bajo presión a espesores de película de 25 a 35 micrones. (5)

## **RESISTENCIA A LA COMPRESION.**

La resistencia a la compresión del cemento de policarboxilato es de cerca de  $550 \text{ kg/cm}^2$ , por lo tanto es inferior a la del fosfato de zinc a este respecto, sin embargo la resistencia diametral a la tracción es un poco más alta. Es menos rígido que el fosfato de zinc, siendo su módulo de elasticidad menos de la mitad que el de



este último. Además, no es tan frágil como el de fosfato de zinc, lo que hace más difícil retirar el excedente. (15)

La resistencia a la compresión para la consistencia del cementado esta en el rango de los 62 a 83 MN/m<sup>2</sup>. La resistencia traccional es de unos 6 a 7 MN/m<sup>2</sup>. La resistencia aumenta con la relación polvo-líquido alcanzando el máximo aproximadamente con una relación 2 : 1 en peso, y aumenta también con el agragado de aditivos tales como la alúmina y el fluoruro estañoso. (5)

La resistencia compresiva del cemento de poliacrboxilato de zinc es comparable a la del cemento de fosfato de zinc, alrededor de 90 MN/m<sup>2</sup>, mientras que la resistencia traccional es mayor con 14 MN/m<sup>2</sup>, en comparación con los 5 MN/m<sup>2</sup> del fosfato de zinc. La resistencia final depende de la relación polvo-líquido, siendo mayor cuanto más polvo sea incorporado a la mezcla. La concentración y el peso molecular del ácido poliácrico en el líquido también influyen sobre esta propiedad. Así el líquido de baja viscosidad que es utilizado para preparar una mezcla para cementado, produce una masa final más débil que la obtenida con el líquido más viscoso utilizado para bases cavitarias. (2)

## CONSIDERACIONES BIOLÓGICAS.

El pH del cemento líquido es de cerca de 1.7, sin embargo, el líquido se neutraliza con rapidez con el polvo. Así, el pH de la mezcla se eleva cuando la reacción de fraguado procede. El pH de un cemento de poliacrboxilato es más alto

que el de un fosfato de zinc en varios intervalos de tiempo. No obstante la naturaleza ácida inicial del cemento de policarboxilato, produce irritación mínima a la pulpa, a este respecto, está en la misma esfera que los cementos de óxido de zinc y eugenol. (15)

Se han propuesto varias teorías para explicar la diferencia en la reacción de la pulpa a los cementos de policarboxilato y fosfato de zinc. El pH del cemento de policarboxilato se eleva con mayor rapidez que el de fosfato de zinc. También es posible que el mayor tamaño molecular del ácido poliacrílico, en comparación con el ácido fosfórico, limite su difusión a través de los túbulos dentinarios. La biocompatibilidad excelente con la pulpa es un factor importante en la popularidad de este sistema de cementos. Como en los cementos de óxido de zinc y eugenol, la sensibilidad posoperatoria es insignificante. (15)

Aunque el pH del líquido es 1.0-1.7 y el de la mezcla recién preparada 3.0-4.0 la reacción pulpar es leve. Esto puede ser debido, en parte, al alto peso molecular del ácido que impide su penetración en los conductillos dentinarios. La tendencia del ácido poliacrílico a formar complejos con las proteínas también contribuye a su lento progreso a través de la dentina. Después de 24 hrs el pH del cemento es 5.0-6.0. Aunque la reacción pulpar es leve en comparación con la que produce el cemento de fosfato de zinc, es aconsejable disponer alguna otra protección previa en cavidades muy profundas, en las que pueden existir exposiciones pulpares microscópicas, antes de colocar una base de cemento de policarboxilato de zinc. Un producto que contiene

15-18% de ácido poliacrílico en el polvo permite utilizar una menor concentración de la solución en el líquido y así obtener un pH más elevado (4.2-4.4). (12)

Estos materiales tienen un efecto suavizante sobre la pulpa comparables a los de óxido de zinc-eugenol. Esto se relaciona probablemente con :

- a) una rápida elevación del pH del cemento hacia la neutralidad.
- b) la localización del ácido poliacrílico debido a su tamaño molecular.
- c) un mínimo movimiento de líquido en el interior de los conductillos dentinarios en respuesta al cemento.

La formación de dentina de reparación en las pulpas expuestas es variable.

(5)

El óxido de zinc y el óxido de magnesio del polvo neutralizan el líquido rápidamente. Por ello, el pH de la mezcla se eleva con rapidez a medida que se produce la reacción de fraguado. El pH de un cemento de policarboxilato es parecido al cemento de fosfato de zinc a diversos intervalos. (17)

Para explicar la diferencia de la reacción pulpar ante los cementos de policarboxilato y de fosfato de zinc se han formulado varias teorías, incluso cuando los valores del pH son parecidos. Es posible que el gran tamaño de la molécula de ácido poliacrílico o su tendencia a combinarse con proteínas limite su difusión a través de los túbulos dentinarios. (17)

El factor principal en la popularidad de este sistema de cemento es su excelente compatibilidad biológica con la pulpa. Como para los cementos de óxido de zinc-eugenol la sensibilidad posoperatoria es casi nula cuando el cemento de policarboxilato se usa como agente cementante o base. (17)

Se han realizado estudios comparativos de los cementos de policarboxilato de zinc, McIntyre-FM, Sorenson-SE, Carter-JM, Johnson-RR, realizaron en 1994, un estudio sobre el Efecto de espesor de película sobre la fuerza de unión de un cemento de policarboxilato.

Este estudio examinó la fuerza de unión del cemento de policarboxilato cuando se utilizó para cementar muestras de aleación de oro a dentina. El espesor de película se controló, y varió, sobre un rango de 10 a 150 micrones, la tensión y la fuerza cortante de unión se midieron y contrario a los resultados previstos, había un aumento en la fuerza de unión, como el espesor de película aumento. En este estudio la fuerza de unión del cemento de policarboxilato lo relaciona con el espesor de película evaluado en relación al valor clínicamente significativo de 50 micrones sobre el rango de espesor de 150 micrones. (9)

Akinmade-AO, Nicholson-JW, realizaron en 1995 un estudio sobre el efecto de una capa de espesor de adhesivo sobre la fuerza de unión de un cemento dental de policarboxilato de zinc.

Este estudio informa el efecto de variantes de espesor de un cemento dental comercial de policarboxilato de zinc en la adhesión metal a metal adhesión única. El espesor se controló externamente en un aparato especialmente diseñado, antes que por la inclusión de esferas de vidrio isodimensional. Como se ha dicho anteriormente los resultados muestran que ambos, la tensión de la fuerza de unión y el modo de fracaso del cemento son influidos por el espesor de la capa de cemento de las uniones. De aquí en adelante estos resultados confirman hallazgos previos, que hay un espesor óptimo para la capa de policarboxilato de zinc. Ellos también muestran que el fracaso es más probable que sea coherente con una capa más gruesa. El espesor óptimo de la capa adhesiva era de 205 micrones para el cemento particular estudiado. Para que el promedio de la fuerza de unión sea encontrado debe ser de 4.03 Mpa. Usando un análisis de tensión, las tensiones tensoras, y la máxima cortante y las tensiones tensoras  $\tau_{12}(\max)$  y  $\sigma_{11}(\max)$ . Han sido también obtenidos estos análisis mostrarán que las uniones fracasaron en la interfase en medio de la capa de cemento y la etapa de unión en la capa de espesores adhesivos, la capa por debajo de 100 micrones. Este resultado de concentraciones altas de tensión en las articulaciones alianzadas con capas adhesivas delgadas. Por otra parte las articulaciones mas gruesas fracasaron coherentemente dentro de la capa adhesiva a causa de contribuciones mayores de tensiones tensoras en estas uniones. (10)

Bansal-RK, Tewari-US, Singh p, Murthy -DU, realizaron en febrero de 1995 un estudio sobre la influencia de la criolita en las propiedades del cemento de policarboxilato.

El óxido de zinc, el componente inorgánico del cemento del poliacrilato se mezcló con el relleno de criolita ( $\text{Na}_3\text{AlF}_6$ ), en diversas proporciones se extendieron desde 10% a 50%. Estas combinaciones de polvo se mezclarán con ácido poliacrílico en tres polvo-líquido, en relaciones de 1:1, 1.5:1, y 2:1 (w/w). Las propiedades físicas de los cementos resultantes, tal como tiempo de trabajo y compresión y diámetro de resistencia se determinarán. Se observó que el tiempo de fraguado aumentó con un aumento en el contenido de criolita. La resistencia de fuerzas compresivas también aumentarán dos veces con una concentración de 20% de criolita. (11)

Strutz -JM, White -SN, Yu- Z, Kan -CL, realizaron en agosto de 1994 un estudio sobre cementar una superficie cemento-metal de interacciones físicoquímicas sobre el espesor de película.

El bajo espesor de película es crítico para los casos clínicos de cementado de piezas fundidas. Este estudio investigó el efecto de cementar una superficie metálica de interacciones físicoquímicas sobre el espesor de película por un representativo agente cementante. Un grupo control de agentes cementantes se colocaron entre dos placas de vidrio, como se describe por la Asociación Dental Americana, especificaciones 8, 61, y 66. El grupo prueba de agentes cementantes entre el vidrio y la placa de metal. Los materiales seleccionados fueron, cemento de fósforo de zinc, cemento de poliacrilato, cemento de ionómero de vidrio, cemento de ionómero de vidrio con una resina compuesta híbrida y un cemento de resina, con una aleación tipo III de oro. Una aleación noble de metal cerámico y una aleación base de metal

cerámico se hicieron dos sentidos de análisis de variancia y pruebas de seguimiento. Los efectos del tipo de superficie de metal, tipo de cemento y su estadística de interacción significativamente afectó el espesor de película (P 0.0001). El tipo de cemento tuvo gran influencia sobre el espesor de película, que el tipo de metal. Un cemento de iónomero de vidrio produjo espesores de película totales más bajos que otros tipos de cementos, y una aleación noble de metal cerámico creó espesores de película más bajos que otros tipos de metal. Las especificaciones de la Asociación Dental Americana para el espesor de película no se reflejó precisamente el uso normal del cemento. (12)

Matsumura -H, Sue yoshi -M, Tanaka -T Atsuta -M, realizaron en febrero de 1993 un estudio sobre la Radiopacidad de Cementos Dentales.

La radiopacidad del fósforo de zinc, policarboxilato y iónomero de vidrio se determinaron cementando materiales dentales y los valores se compararon con los del substrato del diente. Las radiografías de las muestras de 2 mm de grosor se tomaron junto con el diente dividido y el paso puro de aluminio. La densidad radiográfica de las muestras se midió usando un densitómetro y expresando en condiciones de equivalencia el espesor del aluminio, por espesor de unidad del material. Todos los cementos de fósforo de zinc y policarboxilato mostrarán valores mayores de radiopacidad que los del esmalte (3.5). Mientras que un material de iónomero de vidrio mostrarán valores de radiopacidad menores que los de dentina (2.0). Un valor mayor de 3.5 de radiopacidad puede ser deseable para la detección de cementos o de su distinción de estructuras dentarias cariadas en la radiografía dental. (13)

Drummond -JL, Robledo -J, García -L, Toepke -TR, realizaron en enero de 1993 un estudio sobre la conductividad térmica de los cementos como materiales de base.

Este estudio se diseñó para determinar el más eficiente sistema de material restaurativo-dentina-cemento para minimizar cambios de temperatura de uno caliente (58°C) o frío (4°C). Un diente molar humano extraído se usó para conducir el experimento utilizando una clase I estándar y una preparación oclusal de 3.5 mm de diámetro con espesor de dentina permanente de 0.5 o 1.0 mm y un control de espesor de dentina de 2.0 mm. Un bioelectrodo termopar se utilizó con un termopar montado sobre el techo de la cámara pulpar y el otro en la superficie oclusal de la muestra el cemento de óxido de zinc y eugenol, fosfato de zinc, ionómero de vidrio y policarboxilato de zinc, con un espesor de unos 0.5 mm a 1.5 mm. El análisis estadístico consistió en un análisis de un solo sentido de variancia que sigue por una múltiple prueba de comparación de medios. Para muestras calentadas consistiendo de cemento y dentina únicamente. El óxido de zinc y eugenol fue el menos efectivo en el cambio limitador de temperatura. Cuando el frío se aplicó, el óxido de zinc y eugenol fue el más efectivo. Estadísticamente para la aplicación fría los otros tres cementos, fosfato de zinc, ionómero de vidrio y cemento de policarboxilato de zinc y los 2 mm de dentina fueron los mismos para el cambio limitador de temperatura. Cuando la amalgama se usó para restaurar el diente, el óxido de zinc y eugenol y el ionómero de vidrio eran más efectivos en el cambio limitador de temperatura para dientes frescos. Para dientes calentados, todos los cementos eran idénticos a excepción del óxido de



zinc y eugenol, que era el menos efectivo para dientes restaurados compuestos, todos los cementos y dentina eran idénticos en los cambios limitadores de temperatura, para cualquiera, caliente o frío. (14)

Los cementos de óxido de zinc y eugenol fueron desarrollados en 1858, son usados forro protector y sedativo en cavidades cariosas profundas, y como pasta temporal, relleno sedativo, cemento temporal, como cemento sedativo, como cemento protector pulpar, para relleno de canales radiculares y periodontales, o apósitos quirúrgicos. (3).

Estos cementos son muy fáciles de manejar y trabajar, endurecen rápidamente en presencia de humedad, son bien tolerados por tejidos y proveen de una buena adaptación y sellado marginal. Este cemento, sin embargo, humedece en presencia de humedad. Carece de fuerza, y es menor la resistencia a la abrasión. El material es usualmente encontrado en forma de polvo y líquido, o en pasta-pasta, en forma de una base y un catalizador, separados en tubos de metal colapsables, que son mezclados juntos, en cantidades apropiadas, recomendadas por el fabricante, para producir una pasta de una consistencia requerida, que endurezca en un corto tiempo para producir una masa dura. (3).

El óxido de zinc y eugenol, fueron usados por primera vez en Odontología desde hace 100 años. Desde aquel tiempo, la lista de aplicaciones para su uso creció

dramáticamente. Este material que ha sido notado por su efecto abundante en tejido pulpar, ha sido usado sucesivamente como un agente cementante temporal y permanente, y como sellador de conductos radiculares, como base de cemento, como material restaurativo temporal, apósito periodontal, y como impresiones secundarias o finales de pacientes edéntulos. (7).

Los cementos de óxido de zinc y eugenol se componen principalmente de un polvo, que básicamente es óxido de zinc, obtenido por calentamiento del carbonato de zinc o del hidróxido de zinc para aumentar su reactividad. Pueden estar presentes en el polvo, una pequeña cantidad (menos del 8%), de acetato de zinc como acelerador y alrededor de 30% de colofonia blanca.

El líquido está constituido por eugenol que se obtiene de la esencia de clavos. En años recientes se han agregado componentes, tanto al óxido de zinc, como al eugenol para aumentar la resistencia. Se ha agregado ácido etoxibenzoico (EBA) al líquido. Al polvo se le ha agregado alúmina y polímeros tales como 20% de poli(metacrilato de metilo). (8).

En otra composición se emplea óxido de zinc puro (U.S.P. o equivalente). Los materiales comerciales pueden tener pequeñas cantidades de relleno tales como sílice. Puede existir aproximadamente un 1% de sales de zinc, tales como acetatos o sulfatos, para acelerar el fraguado. En el líquido se emplea eugenol purificado o, en algunos materiales comerciales, aceites de clavo (85% de eugenol). Un 1% o menos

de alcohol o de ácido acético, puede estar presente para acelerar el fraguado, junto con pequeñas cantidades de agua, que es fundamental para el fraguado. (5).

El óxido de zinc es el componente principal del polvo, aunque puede también contener óxido de magnesio en pequeñas cantidades, que reacciona con el eugenol de manera similar. Hasta un 28% del polvo puede estar constituido por diversos rellenos tales como resina blanca, a fin de aumentar la resistencia final y reducir la fragilidad. Las resinas de colofonia, como por ejemplo el ácido acético, es uno de los aceleradores utilizados que permiten la obtención de una mezcla más homogénea y cohesiva. La velocidad de la reacción generalmente es acelerada mediante la incorporación de sales de zinc, tales como acetato, estearato, succinato o propionato en concentraciones de hasta 1%. (2).

Este cemento es de gran uso por parte del odontólogo general, particularmente como material para obturación temporal, ideal por su excelente sellado, además por su acción sedante del complejo dentino-pulpar.. Este cemento se compone de óxido de zinc adicionado de pequeñas cantidades de resina, plastificantes que reducen la fragilidad del cemento y acetato de zinc como reactor y promotor de mayor resistencia. El líquido es el eugenol adicionado de aceites de olivas. El eugenol se extrae del aceite de clavos de olor y posee una composición cíclica. La presencia de una pequeña cantidad de acetato de zinc 0.7%, sirve de reactor para efecto de un endurecimiento o cristalización rápidos. (4).

## **PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.**

El uso de los cementos a base de policarboxilato de zinc, tiene muy poca demanda comercial, ya que no se tiene la suficiente información acerca de sus propiedades físicas de este cemento.

En la práctica diaria, el Cirujano Dentista desconoce cual cemento de policarboxilato de zinc se puede emplear para colocarse confiabilmente en boca, sin que se tenga un alto índice de fracaso, debido a la falta de información.

## **JUSTIFICACION:**

En la práctica odontológica, en ocasiones, el Cfrujano Dentista desconoce cual cemento a base de policarboxilato de zinc, tiene la calidad requerida para usarse confiablemente en boca.

Se realizará un estudio comparativo con cuatro cementos de policarboxilato de zinc, los cuales los mas usados de acuerdo al estudio realizado de mercadotecnia son los cementos PCA Medental, S.S White, Durelón, y Prothoplast.

A estos cementos se les realizarán pruebas físicas de acuerdo a la Norma N° 61 de la Asociación Dental Americana, y así proporcionar información de estos cementos en calidad y así mismo el Cfrujano Dentista tenga a bien elegir el que más le convenga.

## **HIPOTESIS:**

### **Hipotesis de Trabajo:**

El cemento dental PCA Medental, Durelon, S.S White, y Prothoplast tienen mejores propiedades físicas si son manipulados de acuerdo a las indicaciones del fabricante, en lugar de ser manipulados al azar, en cuanto a la relación polvo-líquido.

### **Hipotesis Nula:**

Los cementos dentales PCA medental, Durelon, S.S White y prothoplast tienen mejores propiedades físicas si son manipulados al azar, en lugar de ser manipulados como lo indica el fabricante.

### **Hipotesis Alterna:**

Los cementos dentales PCA Medental, Durelon, S.S White y Prothoplast tienen las mismas propiedades físicas , si son manipulados al azar y como lo indica el fabricante.

## **OBJETIVO GENERAL:**

Realizar en cuatro cementos dentales a base de policarboxilato de zinc, más usados por el Cirujano Dentista, los cuales son PCA Medental, S.S White, Durelón y Prothoplast, cuatro pruebas físicas, para determinar la calidad de cada producto.

## **OBJETIVO ESPECIFICO:**

Realizar en el cemento dental PCA Medental, las pruebas físicas de tiempo de fraguado, espesor de película, y resistencia a la compresión, especificadas en la norma N° 61 de la A.D.A.

Realizar en el cemento dental Durelon, las pruebas físicas de tiempo de fraguado, espesor de película, y resistencia a la compresión, especificadas en la norma N° 61 de la A.D.A..

Realizar en el cemento dental S.S. White, las pruebas físicas de tiempo de fraguado, espesor de película y resistencia a la compresión, especificadas en la norma N° 61 de la A.D.A.

**Realizar en el cemento dental Prothoplast, las pruebas físicas de tiempo de fraguado, espesor de película y resistencia a la compresión, especificadas en la norma N° 61 de la A.D.A.**

**La prueba de escurrimiento se realizara comparando cada uno de los cuatro cementos de poliacrilato, con un cemento a base de oxido de zinc y eugenol tipo III, en un lapso de una hora..**



## **MATERIAL.**

- Cemento de policarboxilato Durelon.
- Cemento de policarboxilato PCA Medental
- Cemento de policarboxilato S.S. White.
- Cemento de policarboxilato Prothoplast.
- Cemento de óxido de zinc y eugenol tipo III.
- Loseta 2 x 15 x 20.
- Espátula tarso.
- Estufa hanau.
- Ambientador ( $37 \pm 1^\circ\text{C}$ ).
- Caja de escurrimiento.
- Máquina universal de pruebas Karl Frank.
- Tornillo micrométrico.
- Prensas.
- Aguja de Gillmore.
- Cronómetro.
- Aparato de carga (15 kg).
- Anillo contenedor 4.2 mm de alto, 11.1 mm de diámetro externo, y 9.5 mm de diámetro interno.
- Cilindro 12.00 mm de alto y 6.00 mm de diámetro.

- Platos de vidrio planos.
- Agua destilada.
- Polvo de carburo de silicio N° 240.
- Papel húmedo (5mm de grueso).
- balanza analítica con aproximación de .0001 gr.

## **METODOLOGIA.**

Se realizarán dos grupos de estudio los cuales se manejan de la siguiente manera. Un grupo control el cual se maneja de acuerdo al instructivo del fabricante, respetando o siguiéndolo en cuanto a relación polvo/líquido y, tiempo de espatulado.

Un grupo experimental donde la variante de este grupo consistió en alterar (disminuir) la relación líquido/polvo. La forma de preparar los especímenes y la realización de las pruebas fueron de la siguiente manera.

La metodología se realizará en base a las Normas Internacionales del Instituto Estadounidense / La Asociación Dental Americana. Especificación N° 61 para un cemento de Policarboxilato de Zinc. Consejo sobre materiales dentales, instrumentos y equipo. (18)

La Asociación Dental Americana, especificación N° 61 para el cemento de Policarboxilato de Zinc, ha sido aprobada por la A.D.A., consejo sobre materiales dentales, instrumento y equipo. La formulación de esta y otras especificaciones para materiales dentales, instrumentos, y el equipo, han sido establecidas mediante subcomités de las Normas Nacionales Americanas, comité MD156 para materiales dentales, instrumentos, y equipo. El consejo actúa como el patrocinante administrativo de esa comisión que tiene representación desde todos los intereses en

los Estados Unidos en la estandarización de materiales, instrumentos y equipo en Odontología. El consejo ha adoptado las especificaciones que muestran el reconocimiento profesional de su utilidad en la Odontología y los ha remitido a las Normas Nacionales Del Instituto Estadounidense con una recomendación que la especificación ha aprobado como las Normas Nacionales Americanas. La aprobación de la A.D.A., Especificación N° 61 como una Norma Nacional Americana era otorgada por las Normas Nacionales del Instituto Americano sobre junio 30, 1980. Esta voluntad de especificación entra en vigor un año desde la fecha de publicación en el diario de la Asociación Dental Americana. El consejo reconoce, gracias al trabajo de los miembros del subcomite quien formulo la norma. (18)

Prólogo: (Este prólogo no forma parte de ANSI/ADA, especificación N° 61 para el cemento de policarboxilato de zinc.).

Los cementos de policarboxilato de zinc son usados en restauraciones odontológicas para bases y para cementaciones permanentes de restauraciones como una alternativa de el fósforo de zinc, o cementos de óxido de zinc y eugenol modificados. (18)

Esta especificación propuesta ha sido redactada por el subcomité para cumplir con los siguientes objetivos:

- Para establecer valores máximos de tiempo de fraguado, espesor de película, y un valor mínimo de resistencia de compresión para un cemento de policarboxilato de zinc.
- Para establecer información que debe darse en las instrucciones abastecida con un producto. Estas propiedades se describen en detalle adicional como se indica a continuación:

La prueba de tiempo de fraguado mide el tiempo en que el cemento es suficientemente duro para resistir una muesca, y excluye los materiales que endurecen demasiado lentamente. Clínicamente, el tiempo de fraguado debería de ocurrir dentro de un período razonable, tal como nueve minutos, para que los procedimientos finales asociados con la restauración puedan ocurrir. (18)

La prueba de espesor de película excluye materiales que puedan tener partículas de polvo excesivamente grandes, o un tiempo de trabajo corto, tal que la colocación completa de una aleación tal con un cemento no pueda ocurrir. (18)

La prueba de resistencia de compresión excluye materiales que tienen una fuerza compresiva menor que  $50 \text{ MN} / \text{m}^2$  ( 7.250 p.s.i). Estudios clínicos han mostrado que la fuerza compresiva es un indicador conveniente de cemento que retendra permanentemente la aleación con un buen ajuste. (18)

## 1. Alcance y clasificación.

- 1.1 Alcance .Esta especificación es para cemento de policarboxilato de zinc usadas en odontología restaurativa como una base para llenar materiales o para cementación de restauraciones o aparatos.
- 1.2 Tipos y clases .Únicamente un tipo de cemento es especificado
2. Especificaciones aplicables.
  - 2.1 Especificaciones, Reactivos químicos, Washington, DC, Sociedad Química Americana,1960,p9.
3. Requerimientos.
  - 3.1 Material. El cemento de policarboxilato de zinc consistira de un polvo y un líquido, o un polvo que sera mezclado con agua. Cuando se mezclo de acuerdo a las especificaciones del fabricante el material endurecerá.
  - 3.2 Líquido. Para materiales abastecidos con ácido policarboxílico en el líquido.
    - 3.2.1 Condición. El líquido estará limpio de depósitos o sedimentos dentro del recipiente.
    - 3.2.2 Volumen. El líquido se abastecera en una cantidad que es necesaria para combinar la cantidad total de polvo en un recipiente lleno, el tamaño de la porción cuando se mezclo de acuerdo a las recomendaciones del fabricante tiene la consistencia para cementación.
  - 3.3 Polvo .
    - 3.3.1 Condición. El polvo será libre de partículas extrañas a el material. El pigmento, si presenta, será dispersado uniformemente fuera de el polvo.
  - 3.4 Cementación.
    - 3.4.1 Espatulación. Los cementos cuando son espatulados de acuerdo a las indicaciones del fabricante no formarán terrones o granulos o gases.

4. El muestreo, inspección y procedimientos de prueba.
  - 4.1 El muestreo. Tres recipientes de material se procurarán marcar abiertos para probar el cumplimiento con esta especificación.
  - 4.2 Inspección. La inspección visual se usará en el cumplimiento determinante con los requerimientos planteados anteriormente.
  - 4.3 Procedimientos de prueba.
    - 4.3.1 Preparación de especímenes de prueba. La preparación de todos los especímenes de prueba serán conducidos a  $23 \pm 2^{\circ}\text{C}$  y  $50\% \pm 10\%$  de humedad relativa. La relación polvo-líquido y la técnica de mezcla recomendada por el fabricante para cementación, se usará para obtener la mezcla normal de cemento para la preparación de todos los especímenes de prueba. Ninguna partícula de polvo o cualquier líquido no usado permanecerá sobre el relleno cuando se complete la mezcla. (18)
    - 4.3.2 Tiempo de fraguado. Un anillo contenedor a temperatura de habitación y aproximadamente 4.8 mm de alto y 11.1 mm de diámetro externo y 9.5 mm de diámetro interno se pondrá sobre un plato plano de vidrio y lleno de una porción de la mezcla normal del cemento. Dos minutos después de comenzada la mezcla, el espécimen se transferirá a una atmósfera de 95% a 100% de humedad relativa a  $37 \pm 1^{\circ}\text{C}$ . Dos y medio minutos después de comenzada la mezcla en una aguja Gillmore, pesando 4.45 newtons (453.6gr) y teniendo en la punta 1.06 mm de diámetro. La aguja descenderá verticalmente en la superficie horizontal del cemento. Esto se repetirá a intervalos de medio minuto. El tiempo de fraguado a  $37^{\circ}\text{C}$  es el número de minutos transcurridos desde el comienzo de

la mezcla a el tiempo cuando la aguja no marca en hacer un círculo perceptible sobre la superficie de el espécimen cuando permitió que descance debajo de su propio peso. El tiempo de fraguado será reportado como un promedio a tres determinaciones proximo a un minuto. (18)

**4.3.3 Resistencia de compresión.** Los especímenes de prueba serán cilindros de 12.00 mm de alto y 6.00 mm en el diámetro. Los extremos de los especímenes serán planos y lisos y serán paralelos uno al otro y en ángulos rectos al eje largo del cilindro. Un molde partido puede usarse. Los moldes se condicionarán a  $23 \pm 2^{\circ}\text{C}$  y se harán de una sustancia que no reaccionará con el cemento. El molde puede revestirse con un material conveniente.

El molde se pondrá sobre una hoja de polietileno sobre un plato plano y ligeramente sobrellenado con una porción de la mezcla normal del cemento, dos minutos después de comenzada la mezcla un segundo plato plano se prensará sobre la cima del molde y los platos se prensarán estrechamente juntos con una prensa. Dos y medio minuto después de comenzada la mezcla, el material llenado se transferirá a una atmósfera de 95% a 100% de humedad relativa a  $37 \pm 1^{\circ}\text{C}$ . Una hora después, los extremos del cilindro de cemento se conectarán planos en ángulos rectos al eje, por el uso de carburo de silicio del N° 240. Los especímenes de prueba se mantendran mojados durante el proceso de paralelización y se girarán un cuarto de vuelta por algunos numeros de golpes repetitivos. (18)



Después de moler, los especímenes se retirarán del molde y se almacenarán en agua destilada a  $37 \pm 1^\circ\text{C}$ . El lapso de tiempo entre el comienzo de la mezcla y la medida de la resistencia de compresión será en 24 horas. Un pedazo pequeño de papel húmedo (aproximadamente 0.5 mm de grueso) se colocará entre los extremos de los especímenes y los platos de la máquina de prueba. Los especímenes de prueba mojados se cargarán a una velocidad  $<$  de 0.05 cm por minuto. (18)

El valor para la resistencia a la compresión se informará como el promedio de tres o más de un lote de cinco especímenes y se redondeará al más cercano 1 MN/m<sup>2</sup>. Si los valores para los especímenes individuales caen más del 15% más adelante el promedio de los cinco, ellos se desecharán y el promedio de los especímenes restantes se informará. En el caso que más de dos especímenes sean eliminados la prueba se repetirá. (18)

**4.3.4 Espesor de película.** Una porción de la mezcla normal de cemento se colocará entre dos cuadros, platos de vidrio planos de espesor uniforme. Las áreas de superficie de los platos entre el cemento diseminado será aproximadamente 200 mm<sup>2</sup>. Un minuto y medio después de iniciada la mezcla, una carga de 147 N (15kg), se aplicará verticalmente sobre el plato de cima. Diez minutos después de iniciada la mezcla el espesor de los dos platos con y sin la película de cemento se considerará como el espesor de película. Un promedio de tres pruebas se informará al más cercano 5µm. (18)

El escurrimiento. La prueba de escurrimiento se realizara elaborando especimenes en un cilindro de 12.00 mm de alto y 6.00 mm de diámetro, los extremos de los especímenes serán planos y lisos y serán paralelos el uno al otro en ángulos rectos al eje del cilindro.

Un molde partido puede usarse, los moldes se condicionarán a  $23 \pm 2^{\circ}\text{C}$  y se harán de una sustancia que no reaccione con el cemento. El molde puede revestirse con una solución de tolueno al 3% en cera microcristalina.

El molde se colocará sobre un plato plano y ligeramente sobrellenado con una porción de la mezcla normal del cemento dentro de dos minutos después de comenzada la mezcla. Un segundo plato plano se prensará sobre la cima del molde y los platos se prensarán estrechamente juntos con una prensa. Dos y medio minuto después de comenzada la mezcla el material llenado se trasferirá a una atmósfera de 95% a 100% de humedad relativa a  $37 \pm 1^{\circ}\text{C}$ . Una hora después de haber iniciado la mezcla se retira de la atmósfera y los extremos del cemento se conectarán planos en ángulos rectos al eje por el uso de carburo de silicio del N° 240. Los especímenes de prueba se mantendran mojados durante el proceso de paralelización y se girarán un cuarto de vuelta por algunos numeros de golpes repetitivos.

Después de este proceso, los especímenes se sacarán del molde y se almacenarán en agua destilada a  $37 \pm 1^{\circ}\text{C}$ . El lapso de tiempo entre el comienzo de la mezcla y la prueba de escurrimiento será en 24 horas. Una vez

completadas las 24 horas de comenzada la mezcla se medirán las longitudes del espécimen, con un tornillo micrométrico, con una aproximación de 0.01 mm. Colocandolo después en forma longitudinal en una caja de escurrimiento con un peso encima de 36 Mpa por 60 minutos. Posteriormente se medirán nuevamente la longitud y se determinara el porcentaje de escurrimiento. (18)

**Nota.** La prueba de solubilidad no se tomará en cuenta para realizar este estudio comparativo.

## GRUPO EXPERIMENTAL

### RESISTENCIA DE COMPRESION

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento de Policarboxilato Durelón

ESPECIMEN	Kf	MPa
1	200	69.30
2	185	64.12
3	161	55.80
4	165	57.19
5	150	51.99

DESVIACIÓN STANDAR	PROMEDIO (MPa)
6.9	59.68

### TIEMPO DE FRAGUADO

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento de Policarboxilato Durelón

ESPECIMEN	minutos
1	6.00
2	5.30
3	5.30

PROMEDIO (min.)
5.66

### ESPEJOR DE PELÍCULA

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento de Policarboxilato Durelón

ESPECIMEN	Mi	Mf	Mi - Mf
1	11.400	11.430	0.030
2	11.404	11.436	0.032
3	11.400	11.423	0.023

PROMEDIO (micras)
28

### ESCURRIMIENTO

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento Policarboxilato Durelón

ESPECIMEN	Mi	Mf	RESULTADO
1	11.637	11.550	0.0074
2	11.628	11.536	0.0079

PROMEDIO (micras)
7.65

### RESISTENCIA DE COMPRESION

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento de Policarboxilato PCA Medental

ESPECIMEN	Kf	MPa
1	123	42.63
2	90	31.19
3	102	35.35
4	110	38.12
5	90	31.19

DESVIACIÓN STANDAR	PROMEDIO (MPa)
4.8	35.69

### TIEMPO DE FRAGUADO

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento de Policarboxilato PCA Medental

ESPECIMEN	minutos
1	6.00
2	6.00
3	6.10

PROMEDIO (min)
6.05

### ESPEJOR DE PELÍCULA

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento de Polycarboxilato PCA Medental

ESPECIMEN	Mi	Mf	Mi - Mf
1	11.400	11.484	0.084
2	11.419	11.468	0.049
3	11.405	11.467	0.062

PROMEDIO (micras)
65

### ESCURRIMIENTO

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento Polycarboxilato PCA Medental

ESPECIMEN	Mi	Mf	RESULTADO
1	11.653	11.499	0.0132
2	11.548	11.278	0.0233

PROMEDIO (micras)
18

### RESISTENCIA DE COMPRESION

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento de Polycarboxilato S.S. White

ESPECIMEN	Kf	MPa
1	127	44.02
2	124	42.98
3	126	43.67
4	110	38.12
5	100	34.66

DESVIACION STANDAR	PROMEDIO ( MPa)
4.1	40.69

### TIEMPO DE FRAGUADO

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento de Polycarboxilato S.S. White

ESPECIMEN	minutos
1	5.30
2	5.30
3	5.30

PROMEDIO (min)
5.30

### ESPEJOR DE PELÍCULA

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento de Polycarboxilato S.S. White

ESPECIMEN	Mi	Mf	Mi - Mf
1	11.416	11.457	0.041
2	11.417	11.488	0.071
3	11.409	11.451	0.042

PROMEDIO (micras)
51

### ESCURRIMIENTO

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento Polycarboxilato S.S. White

ESPECIMEN	Mi	Mf	RESULTADO
1	11.734	11.647	0.00741
2	11.656	11.577	0.00677

PROMEDIO (micras)
7.09

### RESISTENCIA DE COMPRESION

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento de Policarboxilato Prothoplast

ESPECIMEN	Kf	MPa
1	125	43.32
2	124	42.98
3	122	42.28
4	126	43.67
5	115	39.86

DESVIACION STANDAR	PROMEDIO (MPa)
1.52	42.42

### TIEMPO DE FRAGUADO

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento de Policarboxilato Prothoplast

ESPECIMEN	minutos
1	6.00
2	5.30
3	6.00

PROMEDIO (min)
5.83

### ESPESOR DE PELÍCULA

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento de Policarboxilato Prothoplast

ESPECIMEN	Mi	Mf	Mi - Mf
1	11.457	11.469	0.012
2	11.419	11.479	0.060
3	11.409	11.468	0.059

PROMEDIO (micras)
43



### ESCURRIMIENTO

#### Resultados de Pruebas Físicas del Cemento Policarboxilato Prothoplast

ESPECIMEN	Mi	Mf	RESULTADO
1	11.611	11.382	0.0197
2	11.691	11.433	0.0220

PROMEDIO (micras)
20.85

### ESCURRIMIENTO

#### Resultados de Pruebas Físicas del Cemento de Óxido de Zinc y Eugenol Tipo III

ESPECIMEN	Mi	Mf	RESULTADO
1	11.715	11.663	0.0044
2	11.752	11.607	0.0123

PROMEDIO (micras)
8.35

### GRUPO DE CONTROL

#### RESISTENCIA DE COMPRESION

#### Resultados de Pruebas Físicas del Cemento de Policarboxilato Durelón

ESPECIMEN	Kf	MPa
1	208	72.09
2	197	68.28
3	138	47.83
4	202	70.01
5	205	71.05

DESVIACIÓN STANDAR	PROMEDIO (MPa)
10.17	65.85

### TIEMPO DE FRAGUADO

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento de Policarboxilato Durelón

ESPECIMEN	minutos
1	7.00
2	7.00
3	6.30

PROMEDIO (min.)
6.83

### ESPEJOR DE PELÍCULA

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento de Policarboxilato Durelón

ESPECIMEN	Mi	Mf	Mi - Mf
1	11.416	11.432	0.016
2	11.408	11.437	0.029
3	11.425	11.446	0.021

PROMEDIO (micras)
22

### RESISTENCIA DE COMPRESION

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento de Policarboxilato PCA Medental

ESPECIMEN	Kf	MPa
1	134	46.44
2	129	44.71
3	141	48.87
4	131	45.40
5	111	38.47

DESVIACIÓN STANDAR	PROMEDIO (MPa)
3.8	58.04

### TIEMPO DE FRAGUADO

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento de Policarboxilato PCA Medental

ESPECIMEN	minutos
1	7.00
2	6.00
3	6.10

PROMEDIO (min)
6.30

### ESPEJOR DE PELÍCULA

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento de Policarboxilato PCA Medental

ESPECIMEN	Mi	Mf	Mi - Mf
1	11.641	11.715	0.074
2	11.645	11.725	0.080
3	11.175	11.248	0.073

PROMEDIO (micras)
75.66

### RESISTENCIA DE COMPRESION

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento de Policarboxilato S.S. White

ESPECIMEN	Kf	MPa
1	127.2	44.08
2	111.2	38.54
3	160.0	55.46
4	160.8	55.73
5	145.6	50.46

DESVIACIÓN STANDAR	PROMEDIO (MPa)
7.4	48.85

### TIEMPO DE FRAGUADO

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento de Policarboxilato S.S. White

ESPECIMEN	minutos
1	5.0
2	5.0
3	5.0

PROMEDIO (min)
5.0

### ESPESOR DE PELÍCULA

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento de Policarboxilato S.S. White

ESPECIMEN	Mi	Mf	Mi - Mf
1	11.655	11.713	0.258
2	11.189	11.239	0.205
3	11.162	11.204	0.042

PROMEDIO (micras)
50

### RESISTENCIA DE COMPRESION

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento de Policarboxilato Prothoplast

ESPECIMEN	Kf	MPa
1	108	37.43
2	107.2	37.15
3	108	37.43
4	108.4	37.26
5	107.6	37.21

DESVIACION STANDAR	PROMEDIO (MPa)
1.18	37.56

### TIEMPO DE FRAGUADO

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento de Policarboxilato Prothoplast

ESPECIMEN	minutos
1	7.00
2	6.30
3	6.30

PROMEDIO (min)
6.66

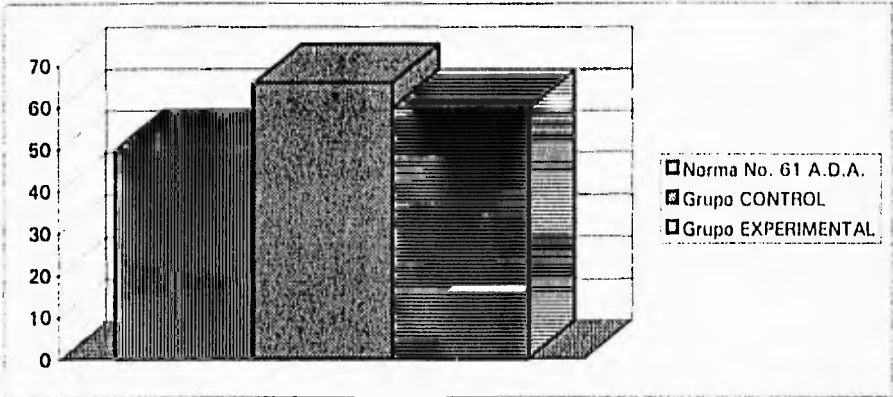
### ESPEJOR DE PELÍCULA

Resultados de Pruebas Físicas del Cemento de Policarboxilato Prothoplast

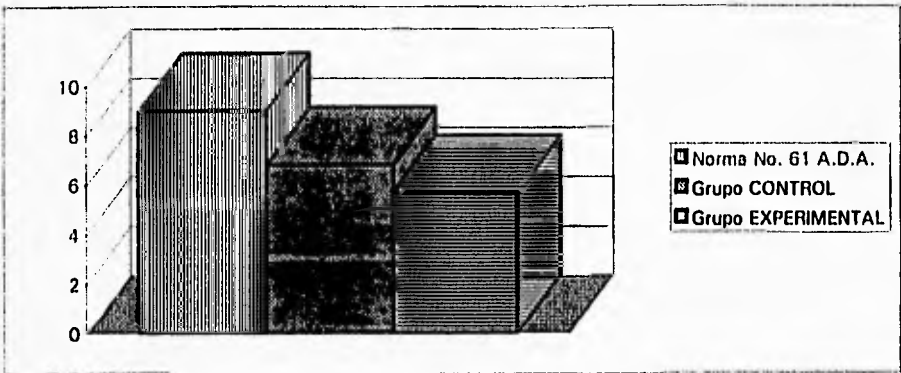
ESPECIMEN	Mi	Mf	Mi - Mf
1	11.426	11.469	0.041
2	11.419	11.478	0.059
3	11.419	11.472	0.053

PROMEDIO (micras)
51

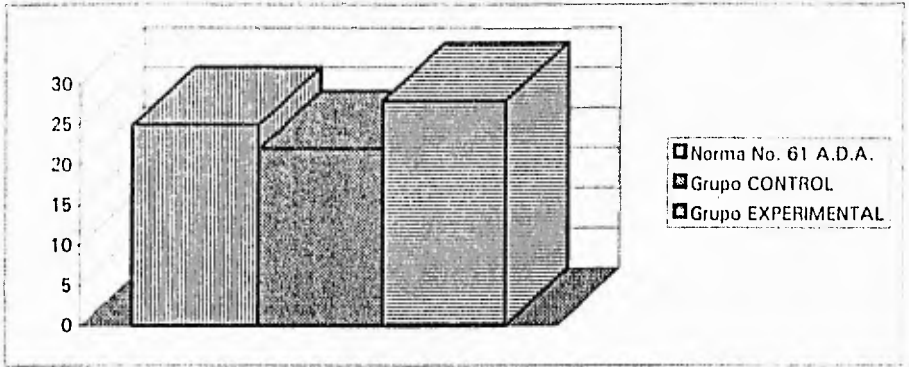
## RESISTENCIA DE COMPRESIÓN Cemento DURELÓN



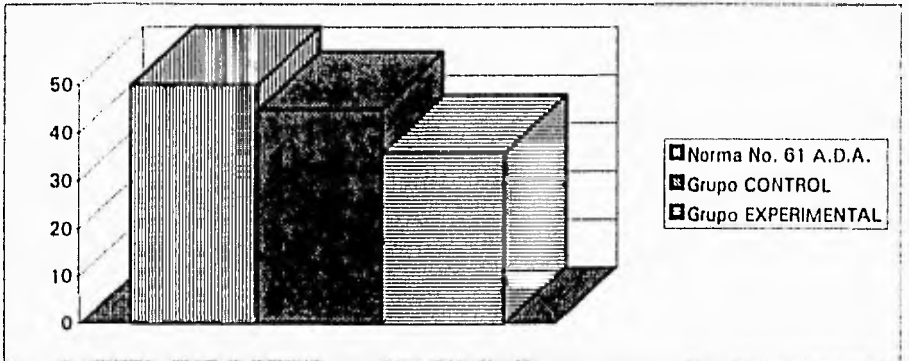
## TIEMPO DE FRAGUADO Cemento DURELÓN



### ESPESOR DE PELÍCULA Cemento DURELÓN

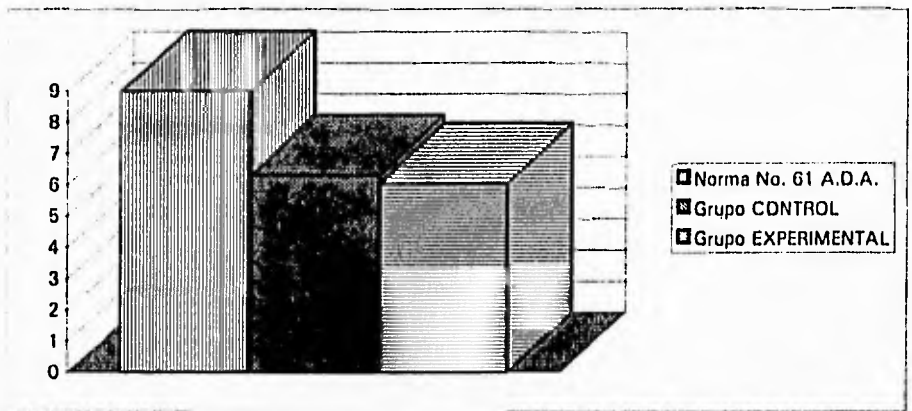


### RESISTENCIA DE COMPRESIÓN Cemento PCA MEDENTAL

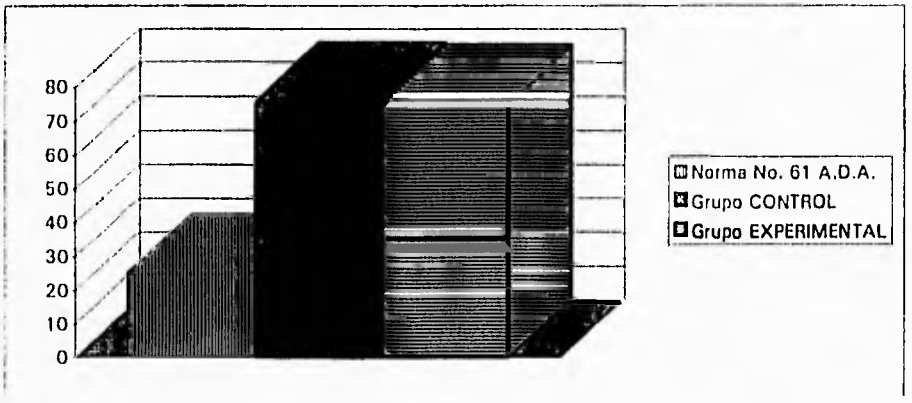


ESTA TESIS HA SIDO  
GRATIS DE LA UNIVERSIDAD

### TIEMPO DE FRAGUADO Cemento PCA MEDENTAL

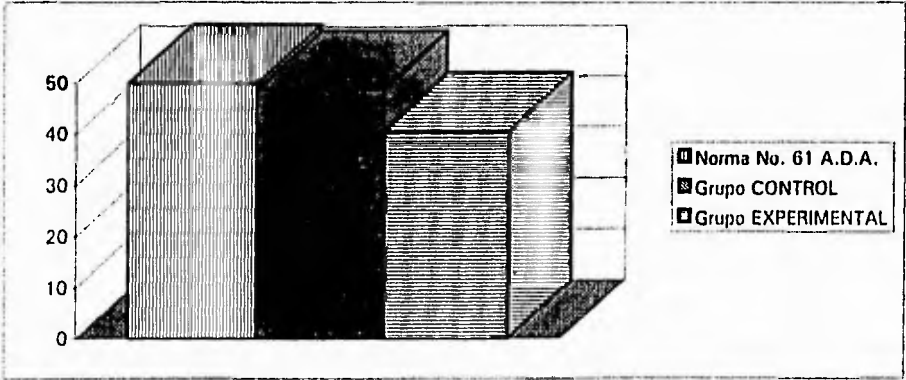


### ESPESOR DE PELÍCULA Cemento PCA MEDENTAL

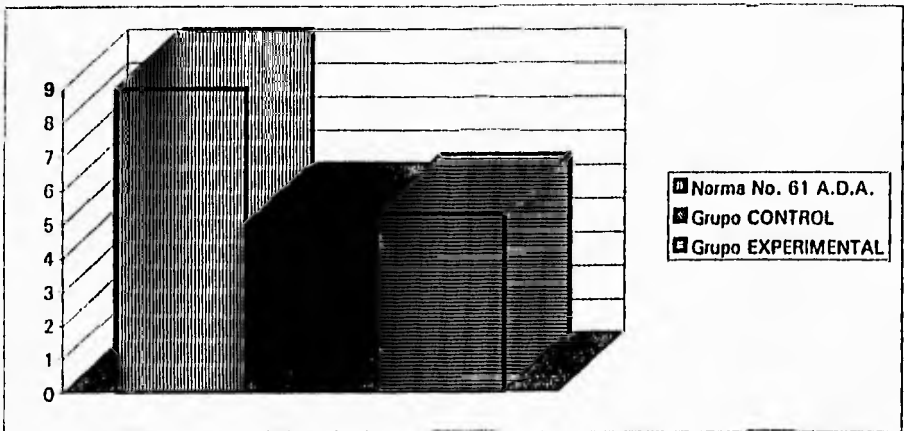




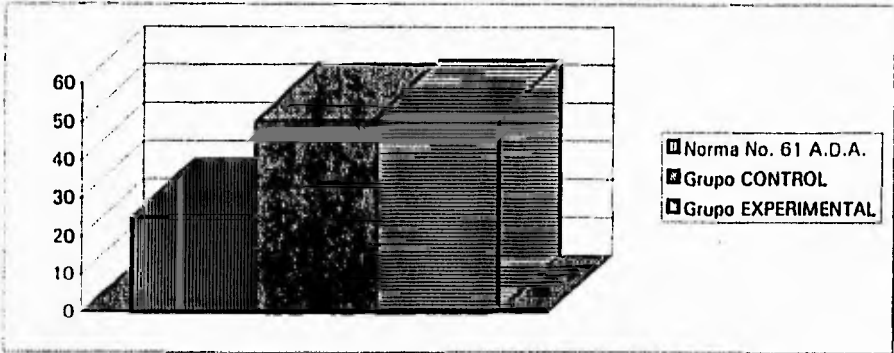
## RESISTENCIA DE COMPRESIÓN Cemento S.S. WHITE



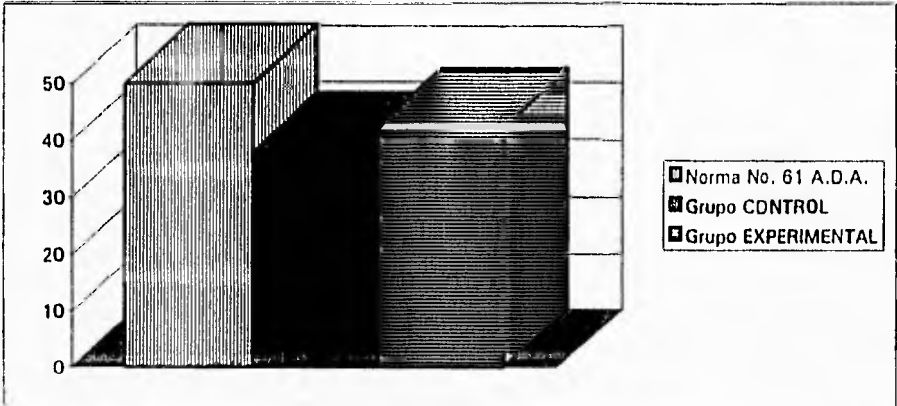
## TIEMPO DE FRAGUADO Cemento S.S. WHITE



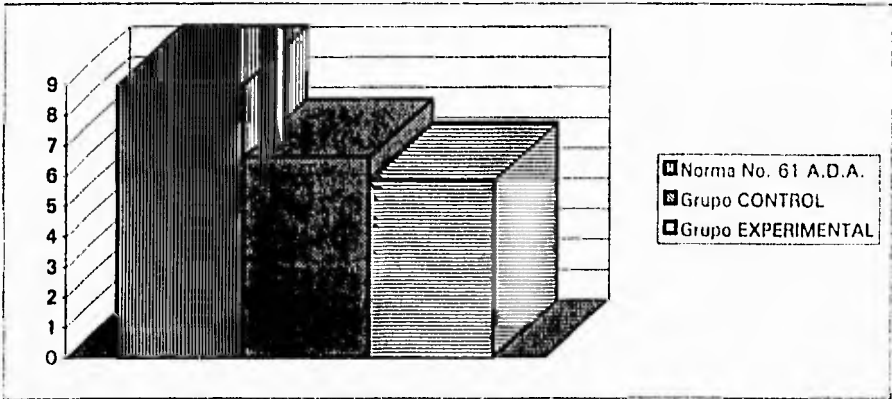
### ESPESOR DE PELÍCULA Cemento S.S. WHITE



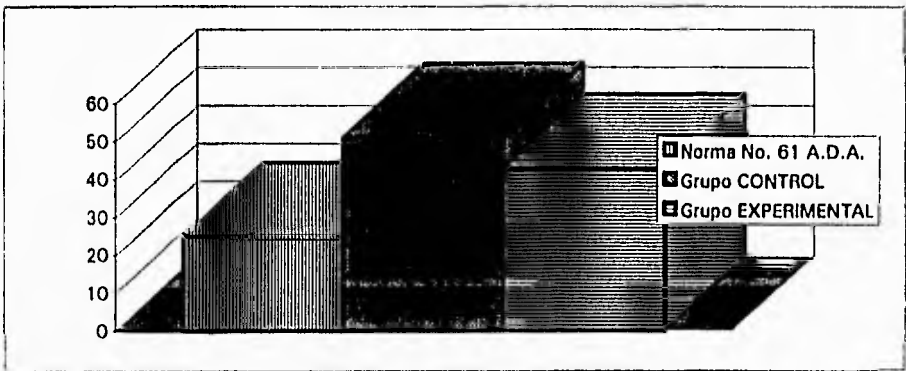
### RESISTENCIA DE COMPRESIÓN Cemento PROTHOPLAST



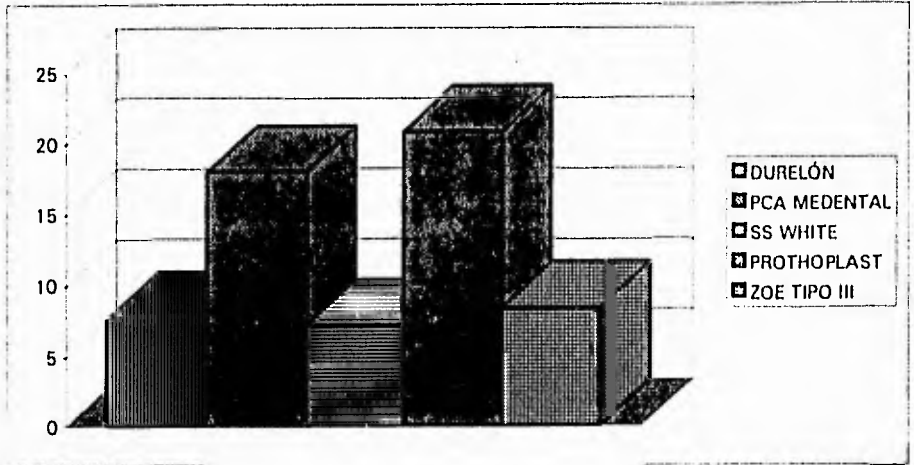
### TIEMPO DE FRAGUADO Cemento PROTHOPLAST



### ESPESOR DE PELÍCULA Cemento PROTHOPLAST



## ESCURRIMIENTO



## CONCLUSIONES

Se concluye al término de este estudio comparativo que los resultados obtenidos de las pruebas físicas de los cementos de policarboxilato de zinc, entre el grupo control y el grupo experimental fueron afectadas por la relación líquido/polvo.

En el cemento de policarboxilato de zinc, Durelón, los resultados del grupo experimental fueron menores a excepción del espesor de película que aumento en comparación con el grupo control.

En el cemento PCA Medental, todos los resultados obtenidos del grupo experimental fueron menores que los del grupo control.

En el cemento S.S White los resultados del grupo experimental fueron mayores a excepción de la resistencia a la compresión que fué menor que en el grupo control.

En el cemento Prothoplast los resultados fueron menores en el grupo experimental que en el grupo control.

En la prueba de escurrimiento de los cementos Durelón y S.S. White del grupo experimental los resultados fueron menores, mientras que los cementos PCA Medental y Prothoplast fueron mayores en comparación con el grupo control.

## COMENTARIOS.

La relación líquido /polvo en la manipulación de los cementos de policarboxilato de zinc, sí afectan a las propiedades físicas de estos cementos. Por lo tanto, es recomendable usar la proporción líquido/polvo que nos indica el fabricante, ya que cada uno nos marca una proporción específica para cada cemento, esto nos dará como resultado un cemento características físicas buenas. Por lo tanto obtendremos del cemento, cementaciones exitosas.

## **BIBLIOGRAFIA.**

- 1.- RALPH W. PHILLIPS, M.S., D.Sc, AND W.B. SAUDERS.  
The Dental Clinics of North América, oct. 1993, 27/4, Pp. 772-775.
- 2.- D.F. WILLIAMS, J. CUNINGHAM.  
Materiales en la Odontología Clínica. 1992, Pp. 88-89, 99-103.
- 3.- K. BASU, B.D.S., M.S.D.  
Dental Materials Science. 1989. Pp. 122-123, 145-149.
- 4.- HUMBERTO JOSE GUZMAN BAEZ.  
Biomateriales Odontológicos en uso Clínico. 1990. Pp. 45-49, 56-49.
- 5.- WILLIAM J. O'BRIEN, GUNNAR RYGE.  
Materiales Dentales y su Selección. Ed. Panamericana, 1980.  
Pp. 126, 129-131.
- 6.- ROBERT G. CRAIG, Ph.D., WILLIAM J. O'BRIEN, ph.D., JOHN M. POWERS.  
Dental Materials, Properties and Manipulation, 1991, Pp. 134-135.
- 7.- KARL F. LEINFELDER, D.D.S., M.S. JACK E. LEMONS, M.S.,  
Dental Materials. 1988. Pp. 102-103.
- 8.- ROBERT CRAIG, WILLIAM J. O'BRIEN, JOHN M. POWERS.  
Materiales Dentales. Tercera Edición. Pp. 103.

9.- MCINTYRE-FM, SORENSEN-SE, CARTER-JM, JOHNSON-RR.

The effect of film thickness on the bond strength of polycarboxilate.

Int-J-Prosthodont. 1994. sep-oct. 7(5): 761-7.

10- AKINMADE-AO, NICHOLSON-JW.

Effect of Adhesive layer thickness on the bond strength of a zinc polycarboxylate dental cement.

Biomaterials. 1995. Jan, 16(2): 149-54.

11- BANSAL-RK, TEWARI-US, SINGH-P, MURTHY-DV.

Influence of cryolite on the properties of polycarboxylate cement.

J-Prosthet-Dent. 1995. Feb, 73(2): 210-3.

12- STRUTZ-JM, WHITE-SN, YU-Z, KANE-CL.

Luting cement-metal surface physicochemical interactions on film thickness. J-Prosthet-Dent.1994. Aug, 72(2): 128-32.

13- MATSUMURA-H, SUEYOSHI-M, TANAKA-T, ATSUTA-M.

Radiopacity of Dental cements. AM-J-Dent, 1993 Feb, 6(1):43-5.

14- DRUMMOND-JL, ROBLEDO-J, GARCIA-L, TOEPKE-TR.

Thermal conductivity of cement base materials.

Dent-mater. 1993. Jan, 9 (1) : 68-71.

15- RALPH W. PHILLIPS, M.S., D.Sc.

La Ciencia de los Materiales Dentales.

Novena edición. Interamericana. McGraw-Hill. Pp. 512-516.

16- E.C. COMBE

Materiales Dentales. Editorial Labor, S.A., Pp. 138-141.



17- DR. RALPH W. PHILLIPS.

La Ciencia de los Materiales Dentales de Skinner.

Octava edición. Pp. 499-504.

18- AMERICAN NATIONAL STANDARDS INSTITUTE/

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION

SPECIFICATION N° 61 FOR ZINC

POLYCARBOXYLATE CEMENT

Council on Dental Materials, instruments, and equipment. Pp.563-

565.