



COLEGIO ODONTOLÓGICO
COLOMBIANO

No. Acceso _____

Sig. Tep. M 054 1987

Compra Canje Donación

Editorial _____

Solicitado por _____

Fecha _____

Precio _____

0055

M
054
1987

7.0
D. G. OSM.
00093

EL CEMENTO DE FOSFATO DE ZINC Y SU USO COMO CEMENTANTE

MARTHA SOLANGE QUESADA GOMEZ

Monografía presentada en cumplimiento parcial
de los requisitos exigidos para optar por el
título de Odontólogo.

COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO

Facultad de Odontología

Bogotá D.E. - Noviembre - 1.987

A mi esposo Balbino y a mis padres Nelson y Elisa.

AGRADECIMIENTOS

En particular deseo agradecer al Dr. César Mario Pareja, que con todo desinterés me brindó su tiempo y sus conocimientos para realización de este trabajo.

A mi esposo Balbino mi eterna gratitud por haber sido comprensivo y tolerante durante los años de mi carrera.

A mis padres Nelson y Elisa porque siempre me guiaron por el sendero de la superación.

Finalmente a mi Alma Mater, expreso mis más sinceros agradecimientos por todos los conocimientos que me brindó y felizmente contarme dentro del grupo de Odontólogos egresados de la institución.

Bogotá D.E., Noviembre 27 de 1.987

Doctora
Marisol Arango de León
Decano Facultad de Odontología
Colegio Odontológico Colombiano
Ciudad.

Apreciada doctora:

En cumplimiento parcial de los requisitos solicitados para optar por el título de Odontóloga presento a Ud. la monografía titulada EL CEMENTO DE FOSFATO DE ZINC Y SU USO COMO CEMENTANTE.

Para obtener la información recurrí a numerosas fuentes que me fueron de mucha utilidad y así pude cumplir con mi objetivo. Además, conté con la asesoría del Dr. César Mario Pareja quien acertadamente guiaba y corregía mi trabajo.

Espero lo que a continuación presento sea de su total agrado y en algún momento sirva de guía para los estudiantes de Odontología que deseen consultar sobre el tema.

Atentamente,


MARTHA SOLANGE QUESADA GOMEZ

Martha Solange Quesada Gomez

MARTHA SOLANGE QUESADA GOMEZ

Alumna

Cesar Mario Pareja

Dr. CESAR MARIO PAREJA

Director de Monografía.

Esta monografía es aceptada por la Facultad de Odontología del Colegio Odontológico Colombiano como requisito parcial para optar por el título de odontólogo.

Presidente del Jurado.

Jurado.

Jurado.

Jurado.

Jurado.

Fecha: _____

TABLA DE CONTENIDO

Objetivos	1
Introducción	2
Composición	3
Química de Cristalización	5
Propiedades	8
Manipulación	13
Aplicaciones	16
Estudios realizados para comprobación de uso clínico	17
Figuras y Tablas	38
Ilustraciones con filminas	59
Conclusiones	60
Referencias	62

OBJETIVOS

Pretende este trabajo presentar una guía de consulta para los estudiantes del Colegio Odontológico Colombiano en relación con el cemento de fosfato de zinc y su uso como material cementante.

Especial énfasis se ha hecho en su composición, propiedades físicas y químicas, así como su manipulación.

INTRODUCCION

El cemento de fosfato de zinc es utilizado como agente cementante de restauraciones coladas fijas, bandas ortodónticas, como aislante térmico debajo de restauraciones metálicas y como material obturante en cirugías endodónticas.

Sin embargo es necesario tener un mayor conocimiento de sus propiedades físicas y químicas y su manipulación, para obtener un exitoso uso clínico.



COMPOSICION

El cemento de fosfato de zinc es presentado comercialmente en dos componentes: polvo y líquido.

POLVO

El componente básico es el óxido de zinc; el principal modificador es el óxido de magnesio. Además el polvo puede contener pequeñas cantidades de otros óxidos tales como el de bismuto y el de sílice.

LIQUIDO

Se compone esencialmente de ácido fosfórico, fosfato de aluminio y en algunos casos fosfato de zinc. Las sales metálicas se agregan como reguladores del pH para reducir la velocidad de reacción del polvo con el líquido. La cantidad de agua presente es un factor que interviene en la ionización del líquido y es un ingrediente importante en la velocidad y tipo de reacción entre polvo y líquido. El contenido promedio de agua de los líquidos es de $33 \pm 5\%$.

Aunque la composición de los líquidos son similares, no se pueden intercambiar los líquidos y usarlos con polvos de diferentes casas comerciales. La composición del líquido es decisiva, y el fabricante pone especial cuidado en ella.

CONTENIDO DE AGUA DEL LIQUIDO

El fabricante especifica el contenido de agua, y, por lo tanto, éste debe mantenerse para que el equilibrio químico no sufra alteraciones y a su vez el cemento presente un comportamiento adecuado.

El olvido en tapar el recipiente que contiene el líquido, hace que se modifique el contenido de agua del mismo, según la presión de vapor de la atmósfera en relación con la presión de vapor del líquido, perjudicándose con ello las propiedades físicas y mecánicas del cemento.¹ Se ha encontrado que cementos preparados con líquidos enviados directamente de fábrica, son menos solubles que los preparados con adición o disminución del contenido de agua por cualquier causa.²

Como recomendación para el almacenamiento y uso del líquido del cemento se aconseja no utilizar el último quinto del líquido debido a los cambios presentados en la relación agua-ácido, por las aberturas repetidas del recipiente que lo contiene. Además, la Asociación Dental Americana (ADA) en la especificación no. 8 establece que el fabricante debe proveer el líquido con un 20 % de exceso en el contenido en relación a la cantidad del polvo suministrado.²

QUIMICA DE CRISTALIZACION

REACCION DE CRISTALIZACION

Cuando se mezcla el polvo de óxido de zinc con ácido fosfórico, se forma una sustancia sólida con gran rapidez y considerable generación de calor.

Oxido de zinc + Acido fosfórico = Fosfato de zinc amorfo.

No se conoce con seguridad la naturaleza exacta del producto de esta reacción; se cree que el producto final es la formación de un ORTOFOSFATO DE ZINC, que constituye una matriz de fosfato de zinc + partículas sin disolver de óxido de zinc ZnO + hopeite por hidratación del cemento. Por otra parte se averiguó que el elemento principal que liga las partículas de óxido de zinc entre sí, es el $ZnHPO_4 \cdot 3H_2O$.^{3,4}

REGULACION DEL TIEMPO DE CRISTALIZACION

Ante la necesidad de obtener un cemento de buena resistencia y cohesión, es indispensable controlar el tiempo de cristalización del mismo, pues con ello se ayuda a una adecuada formación de cristales. Se ha estable-

cido para el cemento de fosfato de zinc (CFZ) un tiempo de cristalización entre cinco y nueve minutos a temperatura bucal.

El tiempo de cristalización se mide a 37°C. de temperatura y una humedad ambiental relativa del 100 %, con un aguja de Gillmore de 1 libra. Se define como el tiempo que transcurre desde el comienzo de la mezcla hasta el momento en que la aguja deja de penetrar en la superficie del cemento cuando ésta se deja caer suavemente.

El proceso de elaboración influye en el tiempo de cristalización de la forma siguiente:

1. La composición y la temperatura de aglomeración del polvo son factores que influyen en la regulación del tiempo de cristalización. A mayor temperatura de aglomeración, será mayor la lentitud de cristalización del cemento.
2. La composición del líquido, como se especificó anteriormente, es otro factor que interviene en el tiempo de cristalización.
3. El tamaño de las partículas del polvo influye decisivamente en el tiempo de cristalización del cemento, puesto que a mayor tamaño se hace más lenta la reacción, debido al menor contacto existente entre la superficie del polvo y el líquido.

Los factores de los cuales dispone el odontólogo para regular el tiempo de cristalización son:

1. La velocidad de incorporación del polvo al líquido influye en el tiempo de cristalización en forma apreciable. Entre más despacio se haga

la incorporación de polvo, mayor será el tiempo de cristalización. Cuanto mayor es el tiempo de la mezcla, mayor es el tiempo de cristalización.

2. Cuanto menor sea la temperatura durante la mezcla, tanto mayor será el tiempo de cristalización. La temperatura se regula enfriando la loseta cuando se hace la mezcla.

3. Cuanto mayor sea la cantidad de líquido empleado con relación al polvo más lenta será la cristalización. El ácido atenúa la mezcla y se requiere más tiempo para que se entremezclen los cristales. Cabe anotar que el aumentar la cantidad de líquido con el fin de prolongar el tiempo de cristalización, es una técnica no muy recomendada puesto que altera la relación polvo-líquido (P/L).

El mejor método para regular el tiempo de cristalización es el enfriamiento de la loseta, lo cual permite aumentar el tiempo de mezclado y por lo tanto permite la incorporación de mayor cantidad de polvo al líquido; esto redundará en beneficio de las propiedades finales del cemento. No hay que enfriar la loseta por debajo del punto de rocío del medio ambiente, de lo contrario se recoge humedad sobre la loseta y las propiedades finales del cemento se alteran al aumentar el contenido de agua en la mezcla.

Otro método eficaz mediante el cual el odontólogo puede regular el tiempo de cristalización, es la velocidad de incorporación de polvo al líquido. Se deberá incorporar polvo en cantidades uniformes y pequeñas si se desea prolongar el tiempo de cristalización.

PROPIEDADES

ACIDEZ

La acidez de los cementos es bastante elevada en el momento de ser colocados en la boca por la presencia del ácido fosfórico.⁴

En el cemento de fosfato de zinc, el pH tiene un valor de 3.5 a los tres minutos de iniciada la mezcla; luego éste aumenta rápidamente alcanzando valores de 5.9 a la hora, 6.6 a las 24 horas, 6.8 a las 48 horas y 6.9 a los 7 y 28 días, lo cual indica que nunca alcanza la neutralidad.

Se dice que durante las primeras horas que siguen a la colocación del cemento, el ataque de su ácido no lesiona la pulpa. Sin embargo, estudios realizados con cementos de fosfato de zinc preparados con líquidos que contenían ácido fosfórico reactivo, indican que en algunos dientes el ácido del cemento penetra en la dentina a una profundidad hasta de 1.5 milímetros.⁵ Por lo tanto cuando se usa como restaurador, se debe colocar un protector pulpar.

ESPESOR DE LA PELICULA

Cuando se utiliza como cementante, el espesor de la película de cemento debe ser lo suficientemente delgada para que no interfiera en la adaptación de la restauración. Además, el espesor de la película de cemento y la adaptación de la restauración son determinados por la presión de la cementación, la viscosidad y la temperatura del cemento, así como también por la inclinación de las paredes de la cavidad tallada.⁶

El espesor mínimo de película de cemento está también relacionado con el tamaño de la partícula de polvo empleado; sin embargo, el espesor real de la película puede ser menor que el tamaño máximo de la partícula, puesto que el tamaño de la partícula disminuye al disolverse con el líquido, o porque puede ser aplastada durante la mezcla, o por la presión ejercida sobre la restauración durante la cementación.

El ensayo para determinar el espesor mínimo de película de cementante, está establecido en la especificación no.8 de la ADA que rige los cementos de fosfato de zinc. Consiste en colocar la mezcla de cemento de consistencia Tipo sobre una superficie de 2 cms² entre dos losetas de vidrio bajo una carga de 15 Kgs. durante diez minutos. Según la especificación el aumento del espesor de los dos vidrios, originado por la película de cemento, no debe ser mayor de 25 micrones cuando se usa como cementante.

Cuando se usa como restaurador, una capa fina de cemento aplicada en el piso de la cavidad tallada, sobre la capa de protector pulpar, ofrece protección contra los cambios térmicos y mecánicos.

RESISTENCIA

La resistencia de los cementos dentales está determinada por la fuerza de compresión. La ADA en su especificación no. 8 fija como valor mínimo para la resistencia a la compresión 1.010 kg/cm^2 al cabo de 24 horas de realizada la mezcla.

La resistencia del cemento depende de la relación P/L. La tabla I, nos muestra esta dependencia. La resistencia a la compresión aumenta rápidamente a medida que se aumenta la cantidad de polvo mezclada con 0.5 ml de líquido. La mezcla para una consistencia Tipo se estableció con 1.4 gr de polvo con 0.5 ml de líquido. Por encima de la cantidad de polvo mezclada con los 0.5 ml de líquido, la resistencia a la compresión tiene un aumento relativamente pequeño.

En la tabla II se muestra que el cemento adquiere su máxima resistencia para todo uso clínico al cabo de un día, alcanzando alrededor del 75 % de su resistencia final durante la primera hora de cristalización.

Cuando el cemento de fosfato de zinc lleva largo tiempo en el agua hay una gradual disminución de la resistencia, probablemente debida a la disolución lenta del material, similar a lo que ocurre en la boca.

Es probable que la resistencia del cemento de fosfato de zinc sea suficiente cuando se coloca bajo una restauración, pero cuando está expuesto a las fuerzas bucales, tales como materiales de obturación temporal, su fragilidad y relativa baja resistencia producen fracturas y desintegración en esas condiciones de tensión y erosión.

DUREZA

El número de dureza Knoop del cemento de fosfato de zinc es de 45 al cabo de 24 horas y de 60 al cabo de una semana.⁹

SOLUBILIDAD Y DESINTEGRACION

Probablemente es una de las propiedades de mayor importancia clínica. Esta propiedad es una de las consideraciones prioritarias para el uso y elección de cualquier material dental.

En las restauraciones coladas cementadas la solubilidad del cemento es importante puesto que siempre queda una línea delgada de cemento expuesta a los líquidos orales en los márgenes, aunque la línea no se detecte a simple vista. Esta capa expuesta de cemento se disuelve gradualmente, de modo que la restauración puede aflojarse y formarse caries secundaria.

Se deben tomar todas las precauciones, para conseguir la exacta adaptación de la restauración, y así reducir la capa de cemento expuesta y preparar después el material de tal forma que su solubilidad sea la más baja posible.

La solubilidad se mide por inmersión de un disco de cemento de dimensiones específicas en agua destilada durante 24 horas (especificación no. 8 de la ADA). Según esta especificación, la solubilidad máxima no de 0.20 %. Muchos productos tienen valores apreciablemente inferiores.

La durabilidad del cemento se relaciona con el tipo y el pH de los ácidos a los cuales está expuesto. Así la solubilidad en el medio ácido indica

los peligros que existen cuando los cementos de fosfato de zinc se hallan expuestos a los líquidos bucales. Ningún estudio In-Vitro es capaz de reproducir todas las condiciones reinantes en la boca; por ello se acepta la inmersión en agua destilada como técnica de ensayo de laboratorio.

No se conoce el mecanismo exacto de la solubilidad. La solubilidad inicial en agua durante las primeras horas libera gran parte de fosfato, junto con una pequeña cantidad de zinc. La alta solubilidad del fosfato se debería a la pérdida del líquido del cemento sin reaccionar y fosfatos solubles, tal como fosfato hidrogenado de zinc, que es producto de una reacción temprana intermedia en la formación de la matriz. Después de este periodo inicial, la cantidad de fosfato que se filtra del cemento disminuye, pero el zinc sigue filtrándose del cemento a ritmo bastante uniforme. El análisis del material filtrado de los cementos al cabo de una semana de inmersión presenta zinc en mayores cantidades que ningún otro elemento, habiendo también fósforo, magnesio, aluminio y vestigios de calcio. Sobre esta base, es obvio que cuanto mayor sea la cantidad de polvo incorporada al líquido, menor es la desintegración, por lo menos al principio.

MANIPULACION

Al preparar el cemento de fosfato de zinc hay que tener en cuenta los puntos siguientes:

1. No es necesario utilizar aparatos medidores para determinar las proporciones de polvo y líquido, ya que la consistencia adecuada varia con las necesidades clínicas. Sin embargo hay que incorporar el máximo posible de polvo adecuado a la operación a realizar para reducir la solubilidad y acrecentar la resistencia del cemento.
2. Hay que utilizar una loseta fría para retardar el tiempo de cristalización y permitir al operador incorporar la máxima cantidad de polvo antes de que la cristalización avance hasta el punto en que la mezcla se torne rígida.
3. La mezcla se comienza incorporando una pequeña cantidad de polvo; esto ayudará a neutralizar el ácido. Se va incorporando pequeñas cantidades cada vez mediante un movimiento activo y rotatorio de la espátula. Es buena regla espatular unos 20 segundos después de agregar cada porción. El tiempo de mezclado y la terminación de la mezcla requieren aproximadamente minuto y medio.

4. Es necesario conservar el líquido del cemento en un frasco tapado. Debe exponerse lo mínimo al aire. Este líquido puede desequilibrarse químicamente si el frasco está abierto, por breve que sea el tiempo de esta operación. El último quinto del frasco se debe descartar.

CONSISTENCIA

La consistencia de la mezcla es de considerable importancia. Desde el punto de vista de las propiedades físicas, es conveniente que la mezcla sea de consistencia espesa.

La consistencia del cemento se halla vinculada con la relación polvo-líquido. Cuanto mayor sea la cantidad de polvo incorporado al líquido, tanto más espesa será la mezcla. La temperatura de la loseta también determina la viscosidad de la mezcla, acelerando o retardando la reacción de cristalización.

Debido a la diferencia entre las diversas marcas de cementos, la relación P/L para obtener la consistencia adecuada, varía de un cemento a otro. El fabricante debe especificar dicha relación para conseguir la consistencia apropiada. Generalmente la recomendación del fabricante respecto a la relación P/L, se basa en lo requerido para obtener una mezcla de "consistencia Tipo". Esta consistencia definida en la especificación no. 8 de la ADA, se determina por el ensayo de aplastamiento modificado. Es la consistencia obtenida cuando se mezcla la cantidad adecuada de polvo con 0.5 mililitros de líquido, de tal manera que se forme un disco de

3 cm de diámetro de 0.5 cms^3 de cemento mezclado y no cristalizado, cuando se presione entre dos vidrios bajo una carga de 120 gr.

Las propiedades físicas de los cementos dentales se estudian sobre muestras hechas de mezclas de consistencia Tipo. Esta mezcla no es necesariamente la ideal; más bien se le considera como representativa de la consistencia empleada corrientemente en la clínica. Además proporciona datos interesantes para comparar las diferentes marcas comerciales de cemento de fosfato de zinc.

APLICACIONES

1. Cementación de restauraciones fijas y bandas de ortodoncia.
2. Como base intermedia para proteger la pulpa de estímulos mecánicos, térmicos o eléctricos.
3. En cirugías endodónticas, como obturador de conductos.

ESTUDIOS REALIZADOS PARA COMPROBACION DEL USO CLINICO DEL CEMENTO DE

FOSFATO DE ZINC COMO CEMENTANTE.



ESTUDIO CLINICO DE DOS TIPOS DE CEMENTO USADOS COMO CEMENTANTE EN
PACIENTES TRATADOS: REPORTE FINAL.¹⁰

OBJETIVO

En el año de 1.979 en el departamento de prótesis dental de la Universidad de Oslo (Noruega), se inició una evaluación del uso clínico de los cementos de fosfato de zinc y de poliacarboxilato como cementante de restauraciones.

Después de 54 meses de observación, se obtuvo como resultado el que ambos tipos de cemento se comportaron bien como cementante.

El resultado de la calificación del índice periapical (PAI), señaló una diferencia de compatibilidad pulpar entre los dos tipos de cemento ensayados, obteniendo el cemento de poliacarboxilato una mejor condición.

MATERIALES Y METODOS

Se escogieron dos grupos de pacientes. Un grupo A de 36 pacientes que tenían 64 coronas, de las cuales 33 fueron cementadas con cemento de fos-

fato de zinc. El grupo B de 35 pacientes con 57 coronas de las cuales 33 fueron cementadas con cemento de policarboxilato.

Los pacientes fueron llamados a revisión a los 6, 12 y 54 meses después de la cementación.

La evaluación del examen siguió los siguientes parámetros:

- 1.- Caída de coronas
- 2.- Caries en el diente con corona cementada.
- 3.- Signos clínicos de cambios pulpaes.
- 4.- Aceptación del paciente.
- 5.- Higiene oral.
- 6.- Resultados radiográficos.

La primera evaluación radiográfica se hizo con el mejor criterio clínico.

Para el análisis final, las radiografías fueron clasificadas de acuerdo a la periodontitis apical, con base en el sistema de evaluación determinado por el PAI; la calificación fué de 1 (ausencia de enfermedad) hasta 5 (periodontitis apical).

RESULTADOS

Los resultados obtenidos en los parámetros de 1 a 4 están representados en la tabla III.

Se presentó la caída de dos coronas cementadas; una de cada grupo, observándose en el examen detallado que la causa de la caída fue la falta de

retención. No se encontró caries en ningún diente. En cuanto a la sintomatología pulpar, ésta varió de grupo a grupo; básicamente se presentaron los siguientes problemas:

1. Dos reaccionaron al frío y fueron tratadas con fluoruro.
2. Tres mostraron dolor a la percusión y se les hizo tratamiento convencional de conducto.
3. Finalmente, tres mostraron enfermedad periodontal y se les hizo curetaje y profilaxis como tratamiento.

La tabla IV muestra el estado de higiene oral de los pacientes en cada observación y se vió que dicha higiene empeoró con el tiempo.

El análisis radiográfico mostró que las condiciones periodontales fueron similares en los dos grupos; tanto en los dientes vitales como en los dientes con tratamiento de conducto. Como aconteció con la higiene oral, con el correr del tiempo se presentó en este análisis un deterioro de la condición periapical. Los resultados anteriores se muestran en la tabla V.

Se puede ver que en el grupo A (fosfato de zinc), hay siete dientes con puntaje de 3 ó 4 en grado de lesión periapical (PAI), mientras que en el grupo B (policarboxilato), no se presentan estos problemas.

El número de pacientes que se retiraron durante el período del estudio fue de 9 en el grupo A (26 %) y 14 en el grupo B (40 %). Entre las causas del retiro se muestran muertes, enfermedad, cambio de domicilio o

simplemente resistencia a participar en el estudio por la larga duración de éste. Sin embargo para efectos de comparación de ambos grupos se tomó la misma cantidad de coronas.

DISCUSION

Según los resultados, solamente dos coronas se cayeron durante el periodo de estudio; una después de 3 años en el grupo A, y la otra a los 4 y 1/2 años en el grupo B. En ambos casos, su núcleo había sido cementado con fosfato de zinc antes de cementarse la corona; por lo tanto ambos cementos tuvieron igual durabilidad. La retención de los pilares es un problema que está influenciada por muchos factores, siendo el cementante sólo uno de ellos.¹¹

El hecho de no encontrar caries está de acuerdo con otros estudios realizados.¹²

El número total de dientes con síntomas clínicos y aceptación del paciente, fue casi igual en los dos grupos; los problemas presentados: reacción al frío, dolor a la percusión y periodontitis apical, fueron mínimos (tres en cada grupo), por lo que no se le puede atribuir a un cemento en particular.

Existió una diferencia en el estado de higiene oral entre ambos grupos, pero también se vió una tendencia a igualar dicho estado a través del tiempo. El deterioro en el estado de higiene oral observado en el transcurso del estudio, se debió probablemente a la falta de organización en el post-tratamiento y a la falta de limpieza.

La experiencia ha demostrado que el cemento de policarboxilato no es irritante pulpar.¹³ Por el contrario, la alta acidez del cemento de fosfato de zinc ha hecho de éste un material irritante pulpar.¹⁴

El análisis radiográfico del presente estudio incluyó la evaluación de los posibles efectos sistémicos de los cementantes, sobre la condición pulpar y el consecuente desarrollo de periodontitis apical; sin embargo, se hace necesario un estudio más extensivo para establecer el menor efecto producido a la pulpa por el policarboxilato con relación al fosfato de zinc.

ESPESOR DE LA PELICULA DE LOS CEMENTOS DENTALES.¹⁵

OBJETIVOS

El propósito de la presente investigación fue determinar el espesor de la película de varios cementos dentales (fosfato de zinc, polycarboxilato y cementos de ionómeros de vidrio), con diferentes relaciones polvo-líquido P/L, utilizando el método standard de la International Organization for Standardization (ISO), especificación 1566 año 1.978 y el método de simulación clínica molde corona. Así mismo, estudiar la correlación resultante entre los dos métodos mencionados.

El tiempo de manipulación de los cementos dentales; está limitado por el incremento de la viscosidad del cemento debido a la reacción en la cemen- y puede ser definido como el periodo de tiempo transcurrido desde el inicio de la mezcla hasta cuando se adapta la corona con un mínimo espesor de película.

El espesor mínimo de película es un fenómeno complejo que incluye factores tales como: tamaño de la partícula, geometría del diente, superficie de restauración, aplicación de cargas durante la cementación y otras.

MATERIALES Y METODOS

Los cementos usados se muestran en la tabla VI. Fueron mezclados de acuerdo a las instrucciones del fabricante, a una temperatura ambiente de 22 ± 1 °C., una humedad relativa de 50 ± 5 %. La relación P/L usada fue la suministrada por el fabricante.

METODO I

El ensayo para determinar el espesor de película, descrito por la ISO 1586-78 para el cemento de fosfato de zinc, fue el utilizado en el presente estudio. El cemento fue colocado entre dos losetas de 5 x 5 cm. y se le aplicó una carga de 150 Newton en diferentes periodos de tiempo, medidos después de iniciada la mezcla y hasta siete minutos antes de que el espesor fuera medido. Se realizaron de tres a cinco ensayos por cada tipo de cemento. Los cementos de fosfato de zinc (Z), polycarboxilato (D) y los cementos de ionómeros de vidrio (F), fueron ensayados con las relaciones P/L indicadas en la tabla VI.

METODO II

Se utilizó un molde en resina acrílica y una corona. El molde fue construido con un ángulo de convergencia de 15 grados. La corona fue construida con un espacio oclusal extra para asegurar el contacto entre la corona y el molde a lo largo de la superficie axial.

Se tomaron dos medidas; primero la longitud de la corona colocada sobre el diente sin cementar, y luego después de cementada; en ambos casos aplicando cargas de 100 Newton por un periodo de siete minutos. Fueron

realizados de tres a cinco ensayos por cada tipo de cemento; el espesor de la película de cemento a lo largo de la superficie axial (X), fué calculada de acuerdo a la siguiente expresión:

$$X = A \times \text{Sen } (V/2) \quad (1)$$

donde A = diferencia entre la longitud medida antes y después de la cementación, y V = ángulo de convergencia.

RESULTADOS

El espesor de la película para los cementos Z, D y F encontrados usando el método I para tres diferentes relaciones P/L, como una función del tiempo transcurrido desde el inicio de la mezcla se muestra en las figuras 1a, 1b y 1c.

El espesor de la película en los tres tipos de cemento esta influenciado claramente por la relación P/L. Para todos lo cementos fue encontrado como espesor mínimo de la película 25 micrones, obtenido con la relación normal P/L, pero a diferentes tiempos límites así: para los cementos tipos Z y D a los 3.5 minutos y para los cementos tipo F a los 1.5 minutos después de iniciada la mezcla.

En las figuras 2a, 2b, 2c, y 3a, 3b, 3c se muestra los valores encontrados de espesor de película con la relación P/L normal en los métodos I y II para todos los cementos enunciados en la tabla VI.

Los resultados mostraron relativamente grandes diferencias entre los dos métodos utilizados para obtener el valor mínimo de espesor de película.

Para el cemento de fosfato de zinc un incremento rápido en el espesor de la película fue registrado 2 minutos más tarde en el método II con relación al método I. El espesor de película mínimo registrado con el método II fue menos de la mitad que el registrado con el método I, para los cementos de fosfato de zinc y el policarboxilato.

Para los ionómeros de vidrio se registró el valor del espesor mínimo de película más bajo en el método II que en el método I. El inicio de la ve de incremento del espesor de película para estos tipos de cemento, fué casi similar en ambos métodos.

DISCUSION

El resultado del presente estudio soporta lo determinado previamente que el ensayo de la especificación ISO (método I), fácilmente nos muestra los cambios en la consistencia y viscosidad de los cementos de fosfato de zinc y de policarboxilato; ésto también es verdadero para los cementos de ionómeros de vidrio.

El espesor mínimo de película y el tiempo de manipulación están directamente influenciados por la relación P/L en los tipos de cementos Z y F. Para estos cementos se puede llegar a no obtener espesores de película mínimos, de valor 25 micrones con una relación P/L alta.

También se muestran diferencias en la relación del tiempo después de iniciada la mezcla y el espesor de la película cuando se usa la medida tradicional y el método II simulando condiciones clínicas.

El tiempo de manipulación para el espesor mínimo es corto para el cemento de fosfato de zinc.

El resultado del presente ensayo nos muestra que es más aconsejable para determinar los espesores mínimos de película de cemento, la utilización del método de simulación clínica (método II) que el método I.



EL MINIMO ESPESOR EFECTIVO DE CEMENTO DE FOSFATO DE ZINC PARA CEMENTACION
DE CORONAS CON METALES NO PRECIOSOS.¹⁶

OBJETIVOS

El objetivo de esta investigación fué determinar la elevación de las coronas después de cementadas con cemento de fosfato de zinc y con ello encontrar el mínimo espesor permisible de cemento (EMCT).

Para el efecto se utilizaron muestras de cementos de fosfato de zinc (CFZ) de igual consistencia obtenidas a diferentes temperaturas ambiente. La dependencia de la consistencia con el medio ambiente fue determinada para diferentes relaciones polvo-liquido (P/L).

INTRODUCCION

La práctica clínica indica que frecuentemente la oclusión de las coronas cementadas no requiere ajuste, si durante la prueba y adaptación han sido ajustadas. Si ocurre alguna interferencia durante la cementación de la

corona, ésta puede ser aliviada por una pequeña presión de los dientes. La experiencia clínica indica que la elevación de la oclusión es mínima.

De acuerdo a Jorgensen (1.960) el espesor de la película de cemento en las paredes axiales (f), de una corona cementada esta dada por la fórmula

$$f = y \operatorname{sen} \theta \quad (2)$$

donde y representa la elevación de la corona cementada y θ es igual a la mitad del ángulo de ahuzamiento entre las paredes axiales del diente.¹⁷

La especificación no. 8 de la ADA (1968), describe el ensayo para determinar el espesor mínimo de película del cemento CFZ, el cual da como resultado un valor menor o igual a 25 micrones. Adoptando este resultado para f y usando la ecuación (2), encontramos que para un valor de $\theta = 5^\circ$ la elevación de la cementación es igual a 286 micrones. Parece increíble que un paciente pueda soportar una elevación de la corona cementada de 0.25 mm.

MATERIALES Y METODOS

1. Determinación de la dependencia de la consistencia del cemento con respecto a la temperatura ambiente y la relación P/L :

El proceso descrito por la ADA en la especificación No. 8 (1968) para la determinación de la consistencia del cemento, fue usada con las relaciones P/L entre 2.10 y 3.35 gr/ml y la temperatura entre 17 y 30^o C. La temperatura del cemento y la loseta de vidrio fue variada, regulando las

condiciones de temperatura ambiente del laboratorio. Para cada muestra se utilizó 1.4 grs de polvo para una cantidad de líquido variable.

2. Preparación de los dientes:

Se usaron molares y premolares de humanos. Después de removido el esmalte con una fresa de diamante, los dientes fueron llevados a la mesa de un taladro vertical, al cual se le adaptó una pieza de mano con fresa de fisura de carburo. La mesa de trabajo del taladro fue ajustada con un ángulo de 95° con respecto al plano vertical. Luego fueron preparadas las paredes axiales del diente, con una angulación de $\theta = 5 \pm 0.7^{\circ}$ con el taladro vertical. Finalmente los dientes fueron inspeccionados uno por uno para comprobar la angulación correcta.

3. Preparación de la corona:

Se tomaron impresiones a los dientes tallados y se sacaron troqueles de alta resistencia con yeso tipo IV. Se hicieron los encerados correspondientes con un espesor de ± 0.6 mm ; se sellaron y fueron revestidos con Ceramigol el cual se calentó a una temperatura de 950°C . Después del colado, las coronas se revisaron y se les retiraron las burbujas metálicas existentes con una fresa de carburo.

4. Ensayo, cementación de las coronas y mediciones:

Fusayama Ide & Hosada (1964) no observaron cambios significativos en el espesor de la película del CFZ utilizado para cementar coronas cuando se le aplicaron cargas entre 15 y 50 Kgs.¹⁸

Jorgensen (1960), concluyó que el espesor de la película disminuye cuando la fuerza sobre la corona se incrementa a 5 Kgs pero al aumentar la carga por encima de este valor el efecto es relativamente insignificante.¹⁷

Grieve (1969) determinó que el promedio de la fuerza de masticación aplicada por un paciente a una almohadilla puede ser de 9.2 Kgs.¹⁹ En este estudio se aplicaron fuerzas de 10 Kgs durante la cementación, utilizando una pequeña prensa de tornillo apropiada, a la cual se le conectó un medidor de carga.

Las pruebas fueron realizadas dos veces en ocho dientes. La altura de la estructura fué medida después de aplicar una carga máxima de entre 2 y 10 Kgs. Las coronas fueron removidas entonces de los dientes. Los movimientos adicionales ocasionados por la carga de 10 Kgs, fueron medidos en un segundo ensayo en cinco de las muestras. La altura de la estructura fue medida después de aplicar fuerzas de 2, 4, 6, 8 y 10 Kgs durante tres pruebas. La carga especificada fue mantenida por 30 minutos durante el ensayo de prueba y 10 minutos después de cementadas.

Antes y después de la prueba los dientes fueron coloreados completamente con tinta negra. Inmediatamente fué retirada la tinta, de tal forma que solo quedara tinta en las fisuras de los dientes, ocasionadas por la matriz metálica durante los ensayos de prueba.

Las coronas fueron cementadas a una temperatura ambiente de $23 \pm 1^{\circ}\text{C}$. La mezcla fue realizada de acuerdo a la especificación no. 8 de la ADA. La relación P/L usada fué de $2.6 - 0.07 (T - 23.4)$ g/ml, donde T representa la

temperatura ambiente en grados y el 0.07, un factor determinado por la interpolación de los ensayos de consistencia.

La altura de la estructura cementada fue comparada con aquella que se obtuvo antes de cementarse. Las estructuras fueron seccionadas longitudinalmente para determinar microscópicamente el espesor mínimo de la película de cemento.

RESULTADOS

Los resultados de los ensayos de consistencia están presentados en la figura 4. Por interpolación el valor recomendado en la especificación no. 8 de la ADA para el diámetro del disco de consistencia, 30 mm., fue encontrado a 23.4° C de temperatura ambiente y una relación P/L de 2.6 g/ml. El fabricante recomendaba para la mezcla usada una temperatura entre 18 y 21° C. Se encontró que la dependencia del diámetro del disco de consistencia con respecto a la temperatura era más notoria a bajas temperaturas.

El promedio de los movimientos de las coronas sobre los dientes durante la pruebas y adaptación están dados en la tabla VII.

La figura 5 muestra el promedio, presentado en términos de porcentaje promedio de los movimientos ocurridos durante el primer ensayo para cargas entre 2 y 10 Kgs, de los movimientos presentados en coronas de cinco de las muestras ensayadas. La desviación estándar varía entre 9-15, 6-33 y 14-42% para los diferentes incrementos de carga en la primera, segunda y tercera prueba de adaptación respectivamente.

El espesor de la película de cemento, medido en el corte longitudinal realizado en los dientes con coronas cementadas, varió considerablemente dependiendo de la región observada en cada muestra. El valor menor encontrado fué 4 micrones. Las variaciones en el espesor de las paredes axiales se podría atribuir a las rugosidades de la superficie interna de la corona. La rugosidad existente en la superficie del diente tuvo un menor efecto.

DISCUSION

En la práctica clínica ninguno de los dientes preparados, ni las coronas son perfectamente lisas. Las superficies rugosas llevan a aumentar la dimensión interna de la matriz de la corona (Asgar 1977), lo que lleva a una adaptación incompleta de la matriz durante la prueba.²⁰ La rugosidad de matrices de oro están por el orden de 5 micrones (Hollenback, 1962; Ogura, Raptis & Asgar, 1981).²¹ Ogura y alumnos (1981) encontraron resultados similares para aleaciones no preciosas, moldeadas a una temperatura especificada, pero encontraron que un recalentamiento incrementaba la rugosidad a 11 micrones; con la limpieza con arenador disminuyeron la rugosidad a 6 micrones.²²

Durante el ensayo, antes de cementada la corona, ésta puede ser retenida por burbujas que se presenten en la parte interna de la corona. Bajo la aplicación de cargas dichas burbujas pueden acomodarse dentro del diente, provocando un movimiento promedio de la corona de 63 micrones.

La presencia de fisuras en regiones aisladas de la superficie del diente indica que, la distancia entre la superficie de la corona y las paredes del diente tallado no es constante o que las burbujas existentes están formadas sólomente en regiones aisladas de la matriz.

La figura 5 muestra que el movimiento de la corona sobre los dientes es mayor para el incremento de cargas entre 5 y 8 Kg que para otros incrementos. Las curvas mostradas sugieren que el movimiento de las coronas podrían continuar si son aplicadas cargas mayores a 10 Kg. Cuando el ensayo de adaptación es repetido, las burbujas de la superficie de la matriz pueden seguir las fisuras creadas durante la primera prueba, o crear fisuras adicionales, cerca de las primeras. La proximidad de la primera y segunda curva presentada en la figura 5 indica que en la segunda prueba se crearon nuevas fisuras o que en la primera prueba la corona adaptaba con amplitud. El movimiento descrito en la tercera curva indica que durante esta prueba ya existían fisuras que fueron adaptándose.

El espesor de la película de cemento bajo las burbujas de la matriz, puede ser muy pequeño y por lo tanto se puede obtener elevaciones más pequeñas después de la cementación en superficies irregulares que con coronas de superficies lisas.

El espesor de la película de cemento calculado con la ecuación (2), no siempre representa el espesor mínimo, el cual puede encontrarse en las paredes axiales.

Para coronas adaptadas el espesor de cemento en las paredes axiales causa una elevación importante. Por lo tanto, el espesor calculado de la elevación producida por la cementación en la expresión (2), puede ser definido como el espesor de película mínimo efectivo de cemento (EMCT). El promedio de elevación dado en la tabla VII, corresponde a un EMCT de 4.7 micrones. El amplio rango de los valores de elevación indica la presencia de superficies irregulares. El valor negativo encontrado para dos muestras, indica que, bajo ciertas condiciones, el cemento puede llegar a introducirse dentro de las depresiones causadas por las burbujas de la matriz, durante los ensayos de adaptación.

Alguna confusión existe en la literatura cuando se habla del término espesor de película de cemento. Grieve (1969) encontró valores promedio de espesor película de 84 micrones para el CFZ. Sin embargo, él usó el término espesor de película para los resultados de elevación de cementación dados en el presente estudio.¹⁹ Ha sido demostrado por Grajower & Lewinstein (1983) que el espesor de la película de cemento en la superficie oclusal es mucho mayor que en las paredes axiales excepto cuando hay expansión del revestimiento.²³ El resultado de Grieve (1969) corresponde a un EMCT de aproximadamente 15 micrones.¹⁹

Jorgenser & Petersen (1963) establecieron que a menos que el cemento sea de grano grueso, el espesor de película como está determinado en la especificación no. 8 de la ADA, es una medida de la viscosidad del cemento.²⁴

Un análisis matemático del ajuste de las matrices de corona hecho por Grajower & Lewinstein (1983), demostró que un EMCT de 30 micrones produce

una alta elevación posterior a la cementación. Fue sugerido entonces crear un descanso de 50 micrones de ancho para compensar la elevación producida por la superficie rugosa y el EMCT.²⁰ El presente estudio muestra que los efectos producidos por las superficies irregulares y por el EMCT no se adicionan. Las superficies irregulares pueden disminuir el EMCT y bajo ciertas condiciones pueden llegar a hacerlo negativo.

Los altos valores del EMCT pueden ser atribuidos a superficies lisas, a una alta viscosidad del cemento y a una desfavorable abertura entre la dentina y la corona la cual restringe el flujo del cemento.

La figura 4 muestra que el diámetro del disco de consistencia decrece rápidamente con un incremento tanto de la temperatura como de la relación P/L. Esta relación debe ser ajustada para las diferentes temperaturas ambiente, encontrándose que una alta temperatura podría ser contraindicada, ya que una baja relación P/L podría causar aumento en la solubilidad y disminución de la resistencia.

CONCLUSIONES

Las superficies irregulares de matrices de coronas crean fisuras en la superficie de la dentina del diente preparado durante su adaptación.

La adaptación de las coronas generalmente se ejecuta durante la prueba, cuando se aplican cargas hasta de 10 Kgs.

El EMCT esperado puede variar considerablemente dependiendo de las irregularidades de la superficie interna de la matriz así como también de la

forma de la abertura entre la corona y el diente preparado, la cual varia de caso a caso.

El promedio de elevación de las coronas de metales no preciosos producido por la cementación, se encontró que es de 54 micrones. Esta elevación corresponde a un EMCT de 4.7 micrones en las paredes axiales.

El resultado muestra que la elevación producida por la cementación, la cual clinicamente no se nota, es bastante común.

Es importante que el estudio con respecto a la elevación producida por la cementación, sea ejecutado sobre dientes vitales, mejor que sobre dientes no vitales, ya que las propiedades mecánicas de la dentina afectan el resultado final.

FIGURAS Y TABLAS

FIGURA 1a	Espesor de película medida entre dos losetas planas, con relación al tiempo después de iniciada la mezcla para tres diferentes relaciones P/L del cemento de POLICARBOXILATO (D)	41
FIGURA 1b	Espesor de película medida entre dos losetas planas, con relación al tiempo después de iniciada la mezcla para tres diferentes relaciones P/L de los cementos de IONOMEROS DE VIDRIO (F)	42
FIGURA 1c	Espesor de película medida entre dos losetas planas, con relación al tiempo después de iniciada la mezcla para tres diferentes relaciones P/L del cemento de FOSFATO DE ZINC (Z)	43
FIGURA 2a	Espesor de la película de cemento de POLICARBOXILATO (D), en relación con el tiempo medido a partir del inicio de la mezcla por medio de dos métodos diferentes a saber: entre losetas de vidrio, y con el molde-corona	44
FIGURA 2b	Espesor de la película de cemento de POLICARBOXILATO (C), en relación con el tiempo medido a partir del inicio de la mezcla por medio de dos métodos diferentes a saber: entre losetas de vidrio, y con el molde-corona	45

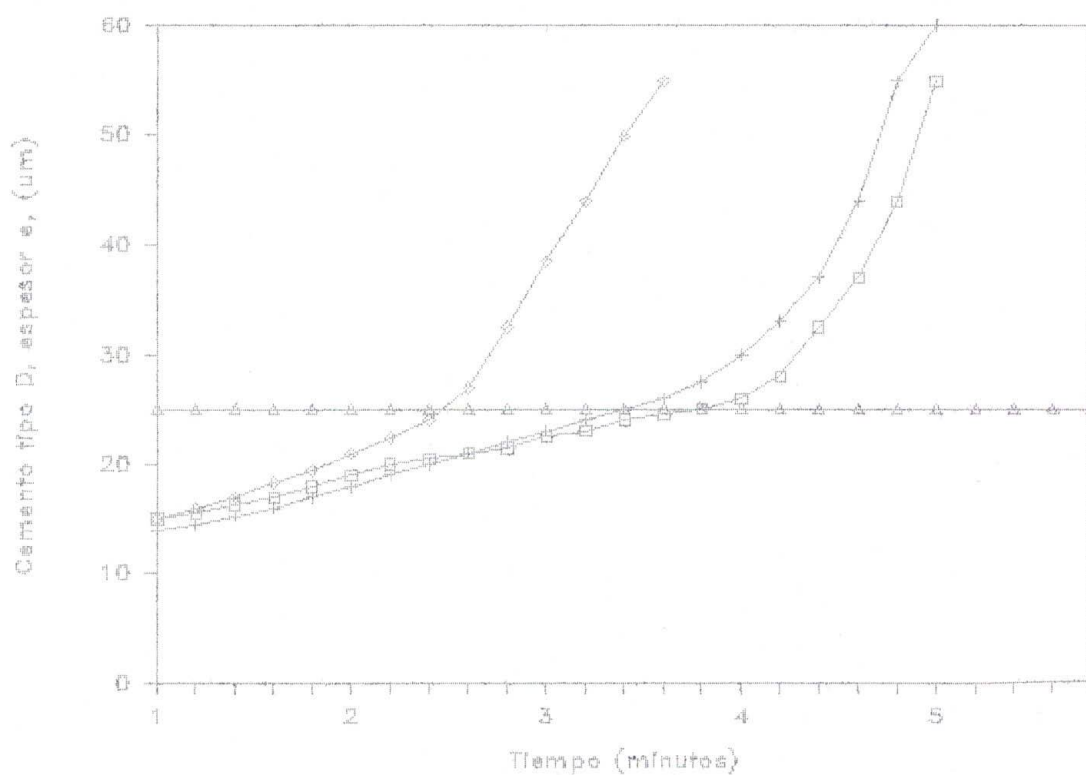
FIGURA 2c	Espesor de la película de cemento de FOSFATO DE ZINC (Z), en relación con el tiempo medido a partir del inicio de la mezcla por medio de dos métodos diferentes a saber: entre losetas de vidrio, y con el molde-corona	46
FIGURA 3a	Espesor de la película de un cemento de IONOMEROS DE VIDRIO (K), en relación con el tiempo medido a partir del inicio de la mezcla por medio de dos métodos diferentes a saber: entre losetas de vidrio, y con el molde-corona	47
FIGURA 3b	Espesor de la película de un cemento de IONOMEROS DE VIDRIO (F), en relación con el tiempo medido a partir del inicio de la mezcla por medio de dos métodos diferentes a saber: entre losetas de vidrio, y con el molde-corona	48
FIGURA 3c	Espesor de la película de un cemento de IONOMEROS DE VIDRIO (A), en relación con el tiempo medido a partir del inicio de la mezcla por medio de dos métodos diferentes a saber: entre losetas de vidrio, y con el molde-corona	49
FIGURA 4	Dependencia del diámetro del disco de consistencia, con la temperatura ambiente, para diferentes relaciones P/L	50
FIGURA 5	Movimientos de las coronas durante los ensayos de prueba, con relación a incrementos de carga	51

TABLA I	Efecto de la relación polvo líquido en la resistencia a la compresión de un cemento de fosfato de zinc	52
TABLA II	Cambios de la resistencia a la compresión con el tiempo	53
TABLA III	Recopilación de datos del número de coronas cementadas que presentaron problemas a través del tiempo	54
TABLA IV	Presentación de datos del estado de higiene oral del paciente y del número de participantes en cada observación	55
TABLA V	Frecuencia de la distribución del puntaje del PAI observado en dientes vitales	56
TABLA VI	Tipos de cementos usados en el estudio y las relaciones polvo-líquido utilizadas en los ensayos	57
TABLA VII	Movimientos observados durante repetitivas pruebas de adaptación de las coronas y la elevación causada por la cementación de las mismas	58



FIGURA 1a *

Espeor de pellicula, medida entre dos losetas planas con relación al tiempo después de iniciada la mezcla, para tres diferentes relaciones P/L de cementos de POLICARBOXILATO (D).



△ P:L 1.2/1.0

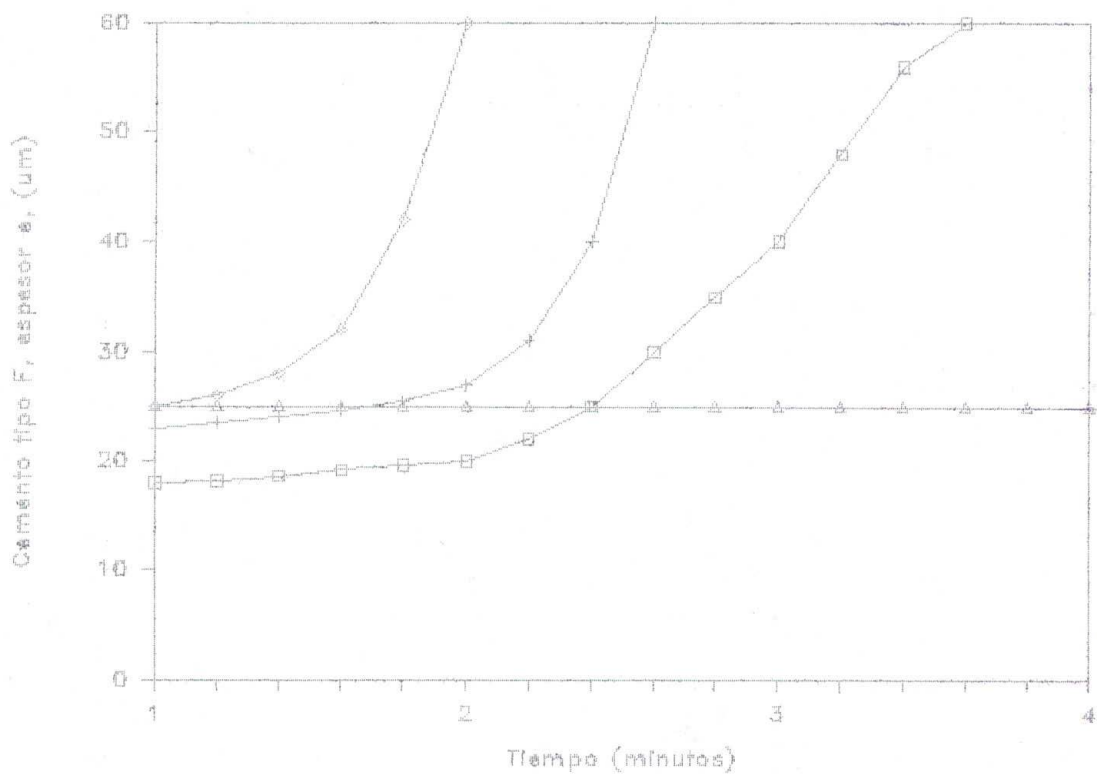
+ P:L 1.5/1.0

□ P:L 1.8/1.0

* Oilo, G., Evje, D.M. : Film Thickness of dental luting cements. Dent. Mater., 2: 85-89, 1.986.

FIGURA 1b *

Espesor de película, medida entre dos losetas planas con relación al tiempo después de iniciada la mezcla, para tres diferentes relaciones P/L de cementos de IONOMEROS DE VIDRIO (F).



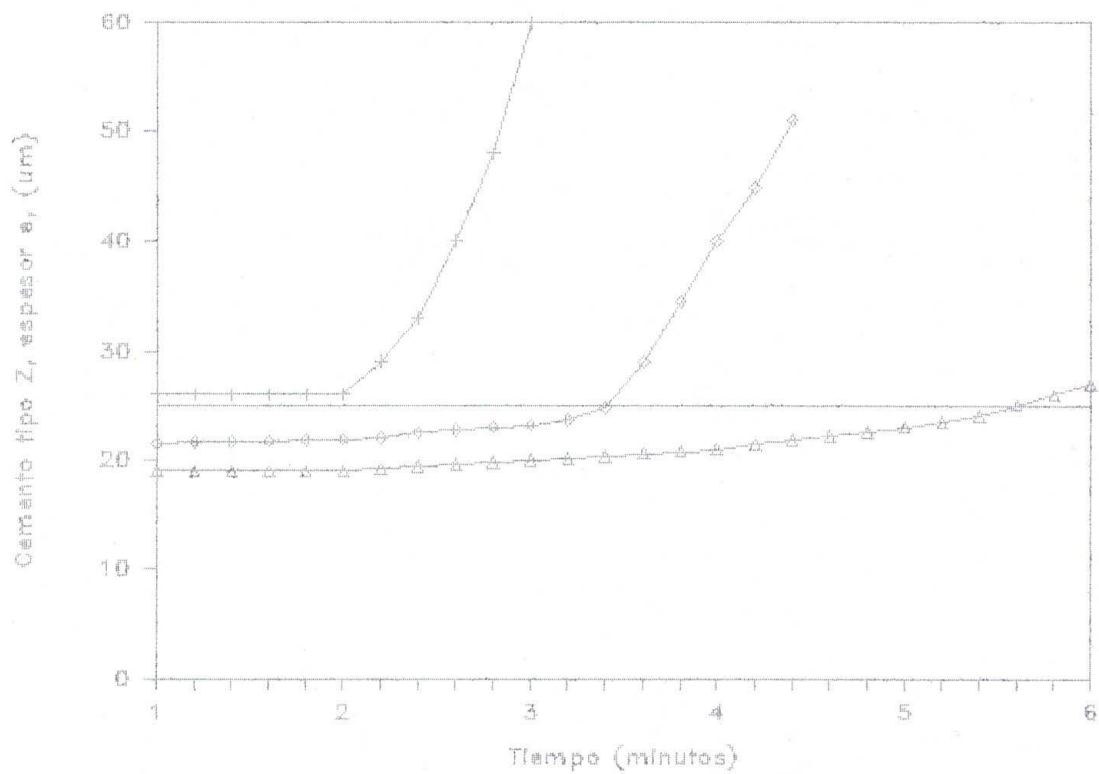
□ P:L 1.08/1.0

+ P:L 1.35/1.0

△ P:L 1.62/1.0

* Oilo, G., Evje, D.M. : Film Thickness of dental luting cements. Dent. Mater., 2: 85-89, 1.986.

FIGURA 1c * Espesor de película, medida entre dos losetas planas con relación al tiempo después de iniciada la mezcla, para tres diferentes relaciones P/L de cementos de FOSFATO DE ZINC (Z).



+ P:L 0.3/0.1

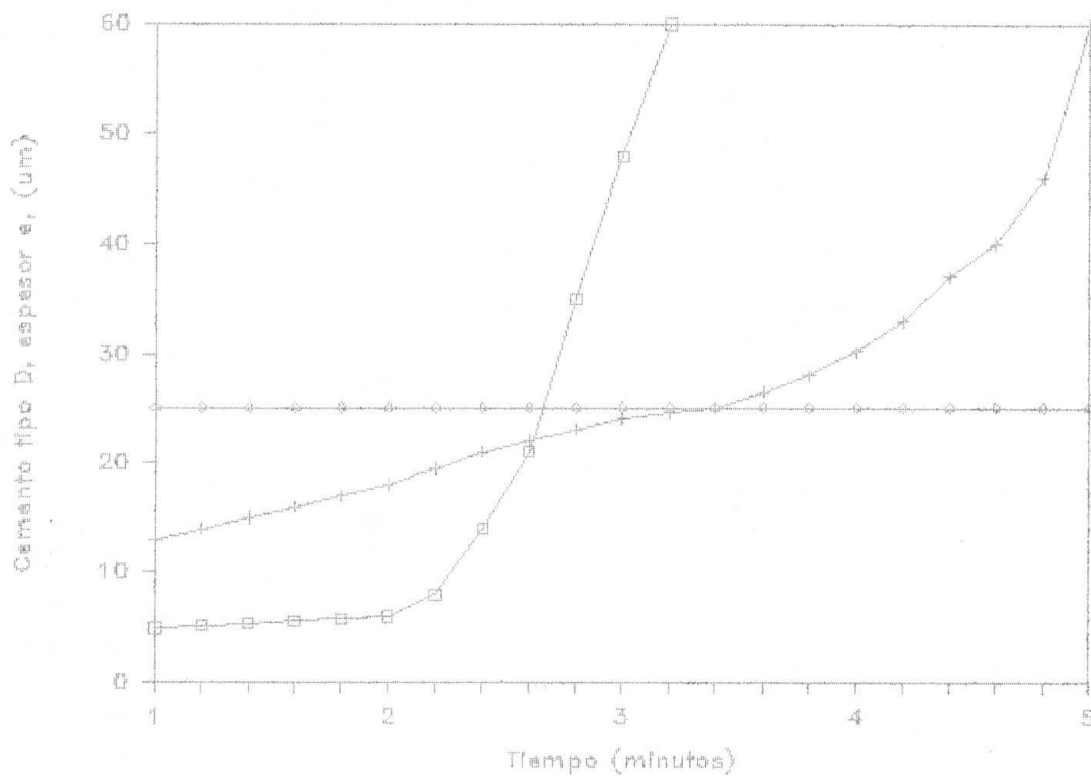
◇ P:L 0.25/0.1

Δ P:L 0.2/0.1

* Oilo, G., Evje, D.M. : Film Thickness of dental luting cements. Dent. Mater., 2: 85-89, 1.986.

FIGURA 2a *

Espesor de la película de cemento de POLICARBOXILATO tipo D, en relación con el tiempo medido a partir del inicio de la mezcla, por medio de dos métodos diferentes a saber: entre losetas de vidrio y con el molde-corona.



□ Molde-corona

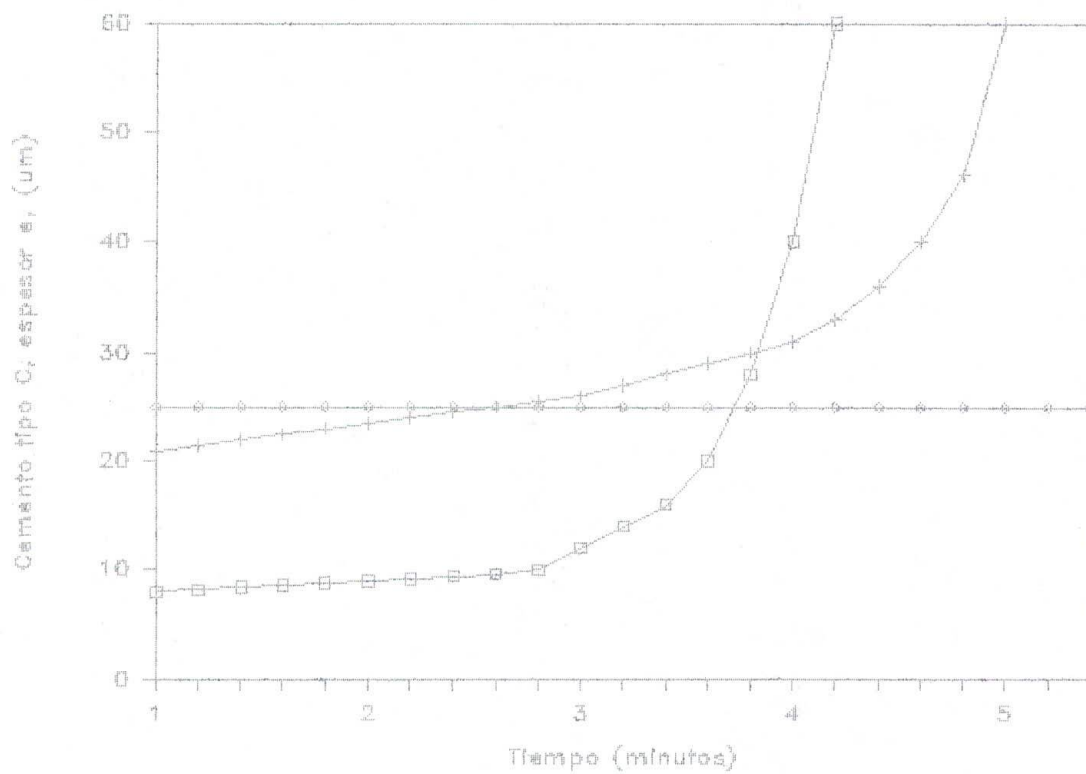
+ Loseta de vidrio

$e_{prom} = 25 \mu m$

* Ojilo, G., Evje, D.M. : Film Thickness of dental luting cements. Dent. Mater., 2: 85-89, 1.986.

FIGURA 2b *

Espesor de la película de cemento de POLICARBOXILATO tipo C, en relación con el tiempo medido a partir del inicio de la mezcla, por medio de dos métodos diferentes a saber: entre losetas de vidrio y con el molde-corona.



◇ Molde-corona

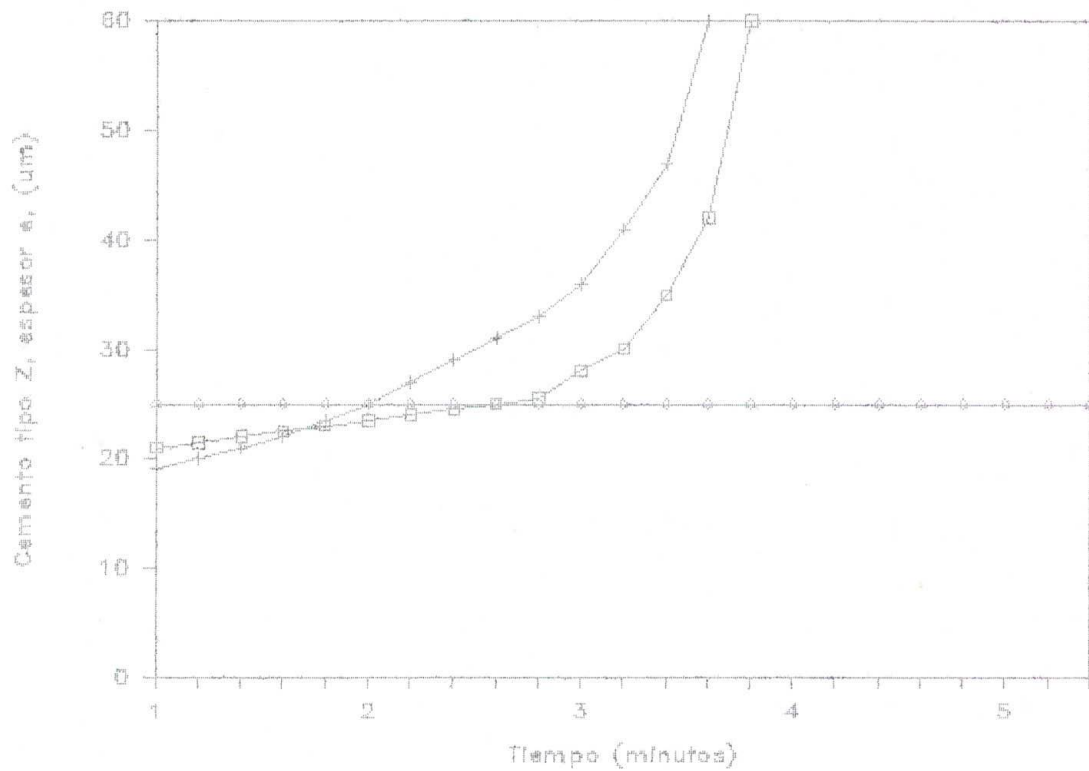
+ Loseta de vidrio

 $e_{\text{prom}} = 25 \mu\text{m}$

* Oilo, G., Evje, D.M. : Film Thickness of dental luting cements. Dent. Mater., 2: 85-89, 1.986.

FIGURA 2c *

Espesor de la película de cemento de FOSFATO DE ZINC tipo F, en relación con el tiempo medido a partir del inicio de la mezcla, por medio de dos métodos diferentes a saber: entre losetas de vidrio y con el molde-corona.



□ Molde-corona

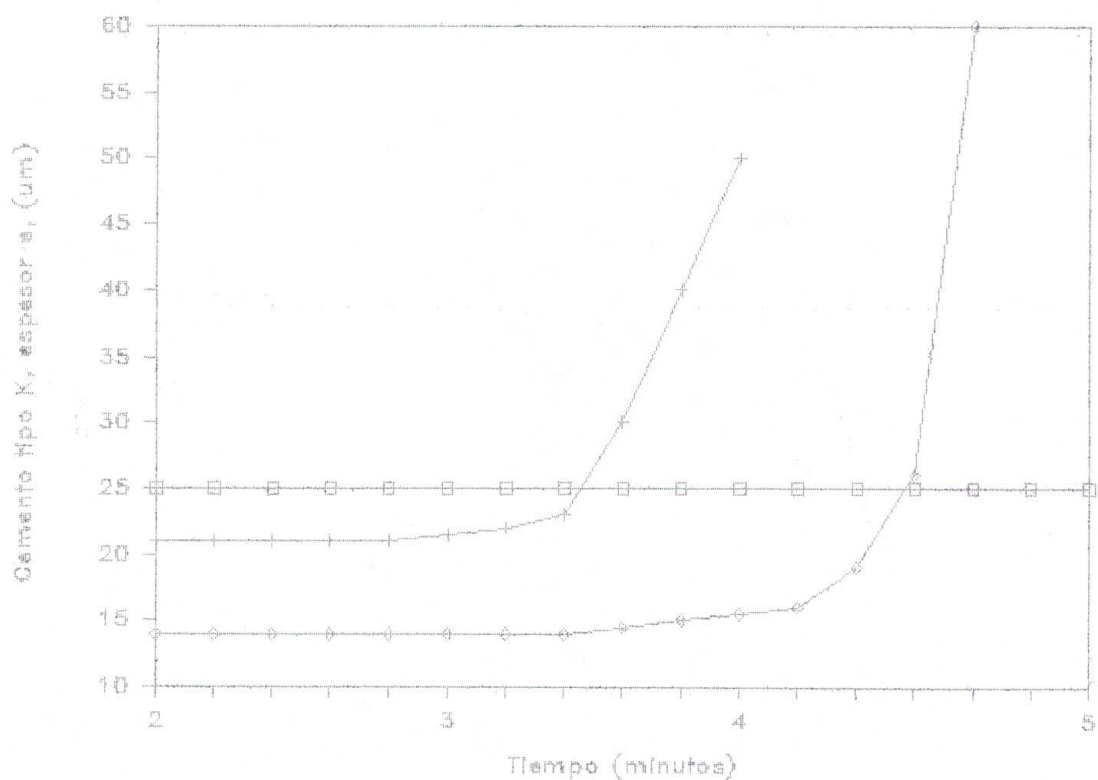
+ Loseta de vidrio

$e_{\text{prom}} = 25 \mu\text{m}$

* Oilo, G., Evje, D.M. : Film Thickness of dental luting cements. Dent. Mater., 2: 85-89, 1.986.

FIGURA 3a *

Espesor de película de cemento de IONOMEROS DE VIDRIO tipo K, en relación con el tiempo medido a partir del inicio de la mezcla, por medio de dos métodos diferentes a saber: entre losetas de vidrio y con el molde-corona.



◇ Molde-corona

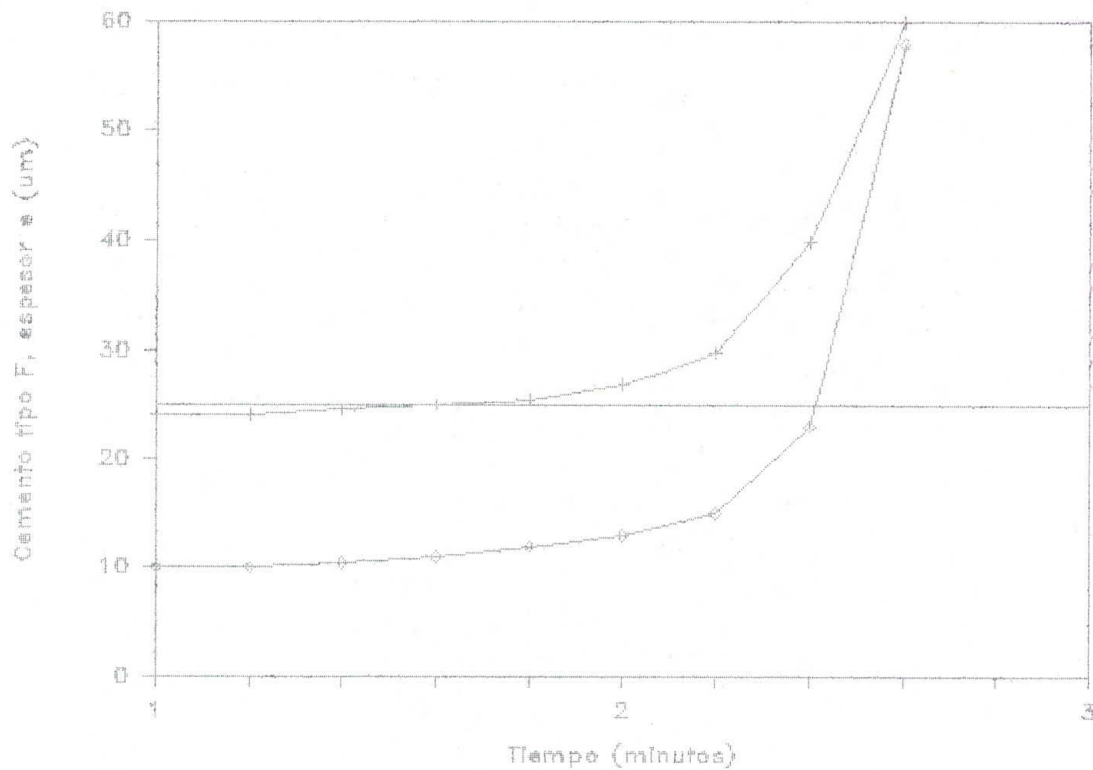
+ Loseta de vidrio

 $e_{\text{prom}} = 25 \mu\text{m}$

* Oilo, G., Evje, D.M. : Film Thickness of dental luting cements. Dent. Mater., 2: 85-89, 1.986.

FIGURA 3b *

Espesor de película de cemento de IONOMEROS DE VIDRIO tipo F, en relación con el tiempo medido a partir del inicio de la mezcla, por medio de dos métodos diferentes a saber: entre losetas de vidrio y con el molde-corona.



Δ Molde-corona

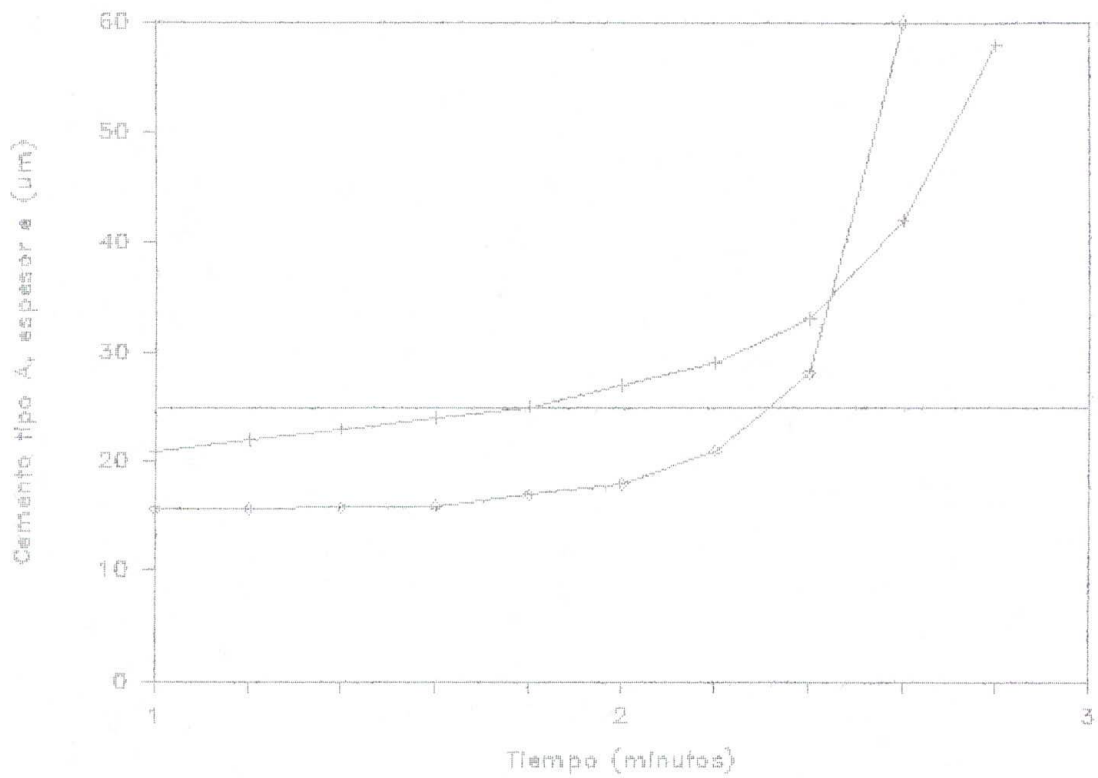
→ Loseta de vidrio

$e_{prom} = 25 \mu m$

* Oilo, G., Evje, D.M. : Film Thickness of dental luting cements. Dent. Mater., 2: 85-89, 1.986.

FIGURA 3c *

Espesor de película de cemento de IONOMEROS DE VIDRIO tipo A, en relación con el tiempo medido a partir del inicio de la mezcla, por medio de dos métodos diferentes a saber: entre losetas de vidrio y con el molde-corona.



□ Molde-corona

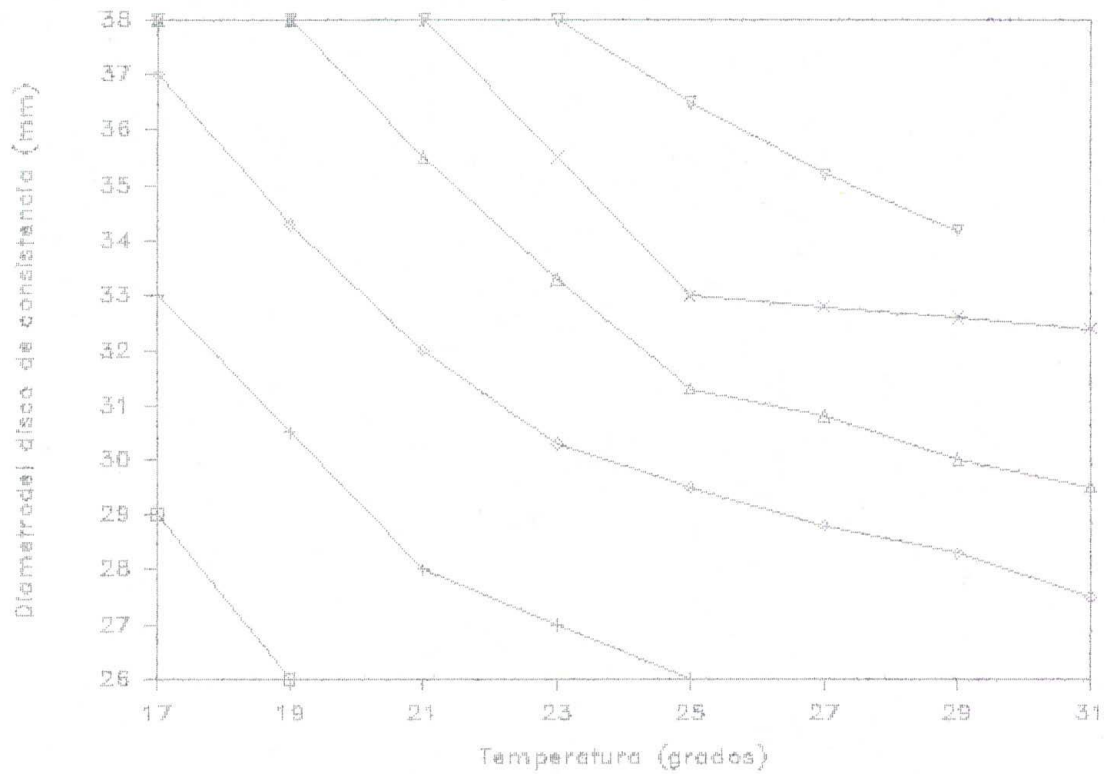
+ Loseta de vidrio

 $e_{prom} = 25 \mu m$

* Oilo, G., Evje, D.M. : Film Thickness of dental luting cements. Dent. Mater., 2: 85-89, 1.986.

FIGURA 4 *

Dependencia del diámetro del disco de consistencia, con la temperatura ambiente, para diferentes relaciones P/L.

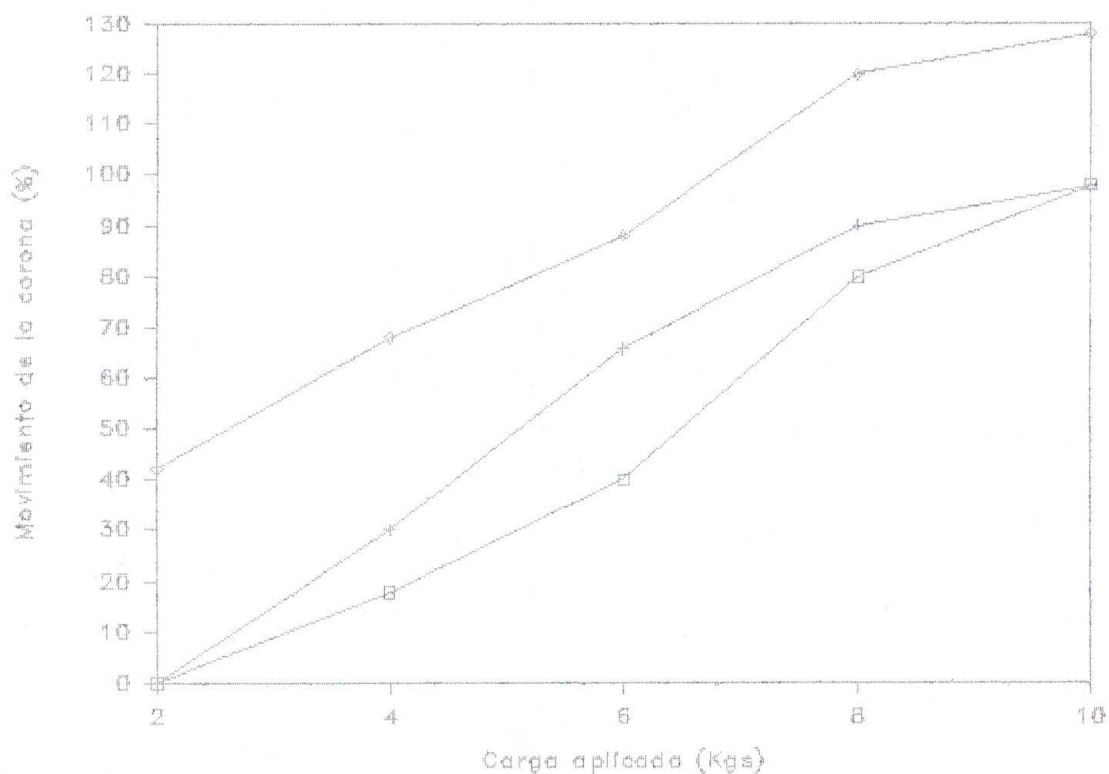


□ P/L 3.00 ◇ P/L 2.6 △ P/L 2.45 × P/L 2.35 ▽ P/L 2.10

* Grajover, R., Lewinstein I., Zeltser C.: The effective minimum cement thickness of zinc phosphate cement for luted non-precious crowns. The Hebrew University, Hadassah School of Dental Medicine, Jerusalem, Israel. Journal of Oral Rehabilitation, vol 12: 235-245, 1.985.

FIGURA 5 ~

Movimientos de las coronas durante los ensayos de prueba, con relación a incrementos de carga. Se tomó el valor promedio de cinco muestras. Para cada muestra, el movimiento presentado durante el primer ensayo, con aplicación de carga de 2-10 Kgs, fué tomado como el 100%.



◻ 1a. Prueba

+ 2a. Prueba

◊ 3a. Prueba

~ Grajover, R., Lewinstein I., Zeltser C.: The effective minimum cement thickness of zinc phosphate cement for luted non-precious crowns. The Hebrew University, Hadassah School of Dental Medicine, Jerusalem, Israel. Journal of Oral Rehabilitation, vol 12: 235-245, 1.985.

TABLA I

Efecto de la relacion polvo-liquido en la resistencia a la compresion de un
cemento de fosfato de zinc. *

Polvo ~ (grs)	Resistencia a la compresion	
	Kg/cm ²	psi
0.50	390	5.500
0.75	560	8.000
1.00	630	9.000
1.25	910	13.000
1.50	980	14.000
1.75	1.020	14.500
2.00	1.060	15.000
2.50	1.120	16.000
3.00	1.160	16.500

~ Polvo agregado a 0.50 ml de liquido

* De Paffenbarger, Sweeny e Isaacs, J. Amer. Assoc., Nov., 1933.

TABLA II

Cambio de la resistencia a la compresion con el tiempo. *

Tiempo	Resistencia a la compresion	
	Kg/cm ²	psi
1 hora	770	11.000
3 horas	910	13.000
1 dia	1.010	14.500
1 semana	1.080	15.500
4 semanas	1.050	15.000

* De Paffenbarger, Sweeney e Isaacs, J. Amer. Assoc., Jun., 1937.

TABLA III

Recopilacion de datos del numero de coronas cementadas que presentaron problemas, a traves del tiempo. *

Descripcion	Grupo A					Grupo B				
	6	18	30	42	54	6	18	30	42	54
	(meses)					(meses)				
Caida de restauraciones.	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1
Dientes con caries.	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Dientes con sintomatologia clinica.	3	4	2	1	1	0	0	2	3	2
Complascencia del paciente con la restauracion.	5	4	2	2	0	2	2	2	2	2

* Dahl, B. L., Gjeitanger, R., Orstavik, D., Oilo, G.: Clinical study of two luting cements used on student-treated patients: final report. Dent. Mater., 2: 269-271, 1986.

TABLA IV

Recopilación de datos del estado de higiene oral del paciente y el número de de participantes en cada observación. *

Tiempo (meses)	Grupo A				Grupo B			
	I	II	III	Total	I	II	III	Total
0	31	5	0	36	18	16	1	35
6	22	13	0	36	11	17	1	29
18	18	12	0	30	7	19	1	27
30	14	15	1	30	5	15	2	22
42	12	17	1	30	4	14	3	21
54	11	13	3	27	4	12	5	21

* Dahl, B.L., Gjeitanger, R., Orstavik, D., Oilo, G.: Clinical study of two luting cements used on student-treated patients: final report Dent. Mater. 2: 269-271, 1986.

TABLA V

Frecuencia de la distribución del puntaje del PAI
observada en dientes vitales. *

Puntaje del PAI	Grupo A		Grupo B	
	Examen inicial	Control final	Examen inicial	Control final
1	31	28	25	22
2	10	7	7	12
3	0	5	2	0
4	1	2	0	0
5	0	0	0	0

Nota: Los dientes que no fueron observados en el control final, se retiraron del ensayo

* Dahl, B. L., Gjeitanger, R., Orstavik, D., Oilo, G. : Clinical study of ltwo luting cements used on student-treated patients: final report. Dent. Mater., 2: 269-271, 1986.

TABLA VI

Tipos de cementos usados en el estudio y las relaciones P/L utilizadas en los ensayos. *

Cod.	Nombre	Fabricante	Conjunto no.	Relacion P/L
Z	De Trey Zinc	AD International Ltd. Weybridge, Surrey, R.U.	P:CC 35 83/04 L:BJ 31 83/03	0.20 g/0.1 ml 0.25 g/0.1 ml 0.30 g/0.1 ml
D	Durelon	ESPE GmbH Seefeld/Oberbay, Alemania	P: 1313 L:K 081	1.2 g/1.0 g 1.5 g/1.0 g 1.8 g/1.0 g
C	Ceramco	Johnson & Johnson Dental Products Co. East Windsor, NJ, USA	P: 104-777	0.30 g/0.07 g
F	Fuji Ionomer Tipo I	G-C Dental Ind. Corp. Tokyo, Japon	P: 140131 L: 220331	1.08 g/1.0 g 1.35 g/1.0 g 1.62 g/1.0 g
A	Aqua Cem	De Trey Div, Dentsply Ltd. Weybridge, Surrey, R.U.	P:DD 96 84/07	0.33 g/0.1 g
K	Ketac Cem	ESPE GmbH Seefeld/Oberbay, Alemania	P:K 355 L:LH 14756	3.4 g/1.0 g

* Oilo, G., Evje, D. M.: Film thickness of dental luting cements
Dent. Mater. : 2: 85-89, 1986

TABLA VII

Movimientos observados durante repetitivas pruebas de adaptacion de las coronas y la elevacion causada por la cementacion de las mismas.

Descripcion	Promedio	Desviacion Standard	Rango
Movimientos registrados en la primera prueba, con cargas de 2-10 Kg	63	51	11-158
Movimientos adicionales durante la segunda prueba: carga de 10 Kg	7	8	0-18
Movimiento adicional causado en la tercera prueba: carga de 10 Kg	33	26	3-62
Elevacion originada por la cementacion	54	35	-8-113

Nota: Los resultados estan expresados en micrones.

* Grajover, R., Lewinstein, I., Zeltser, C.: The effective minimum cement thickness of zinc phosphate cement for luted non precious crowns. The Hebrew University, Hadassah School of Dental Medicine, Jerusalem, Israel. Journal of Oral Rehabilitation, vol. 12: 235-241, 1985.

ILUSTRACIONES CON FILMINAS

1. Presentaciones comerciales del cemento de fosfato de zinc.
2. Cemento de fosfato de zinc dispensado en loseta y con la espátula adecuada para su manipulación.
3. Manipulación. Inicio de la mezcla.
4. Manipulación. Continuación de la mezcla.
5. Manipulación. Continuación de la mezcla.
6. Manipulación. Terminación de la mezcla.
7. Consistencia del cemento de fosfato de zinc cuando se usa como cementante.
8. Consistencia del cemento de fosfato de zinc cuando se usa como base intermedia.
9. Consistencia del cemento de fosfato de zinc en una loseta fría.
10. Consistencia del cemento de fosfato de zinc en una loseta a temperatura ambiente.

CONCLUSIONES

La presente monografía se ha desarrollado con base en la recopilación de datos acerca de las propiedades físicas y mecánicas del cemento de fosfato de zinc y su uso clínico como cementante, de la literatura disponible, bien sea de estudios de comprobación, recomendaciones de la ADA o del fabricante y de textos de estudio.

Por lo anterior, y ante la falta de comprobación ya sea estadística o en laboratorio de las propiedades y usos del cemento de fosfato de zinc, no puedo emitir conclusiones sobre las ventajas o desventajas para su uso clínico como cementante. Solo me remito a consignar algunas de las conclusiones y recomendaciones enunciadas dentro de los marcos de estudio resumidos y referenciados anteriormente en la monografía.

Los cementos de fosfato de zinc generalmente se manipulan con facilidad y tienen una razonable durabilidad clínica.

Pueden obtener altas resistencias a la compresión y bajos valores de espesor de película controlando las relaciones polvo-líquido.

Es frágil y soluble en ácidos orgánicos y líquidos orales.

Es irritante pulpar, por lo tanto en cavidades profundas se debe usar un protector pulpar.

Los resultados de los ensayos nos indican que el promedio de elevación de las coronas, después de ser cementadas con cemento de fosfato de zinc es aproximadamente de 25 micrones.

T.O 0073 1987
Trabajo de Grado
Ejemplar 1



T0079