

337



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**RESISTENCIA FLEXURAL DE
MARCAS COMERCIALES Y DE
CEMENTOS EXPERIMENTALES DE
POLICARBOXILATO DE ZINC**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A:

RAFAEL SANTOYO GARCÍA

DIRECTOR: Dr. FEDERICO H. BARCELÓ S.

ASESORES: Mtro. JORGE GUERRERO IBARRA

C. D. JAIME GONZALEZ OREA

MÉXICO D.F. MAYO DE 2002



**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

A mis padres:

Martha Carmen y Rafael

Les agradezco toda la ayuda que me han brindado, su apoyo, orientación y comprensión para que mis sueños de ayer se hicieran realidad hoy, gracias por su paciencia, su amor y el inmenso cariño porque gracias a ello han hecho posible mi desarrollo como persona y como profesionista.

A mis hermanos:

Octavio Adrián y Serio

Gracias porque siempre me han brindado su cariño y apoyo y contribuyeron a que cumpliera mi meta.

A mi novia:

María Guadalupe Espinoza L.

Gracias por haberme tenido la paciencia y el apoyo cuando lo necesite, y el haberme tenido la confianza en todo este tiempo de relación que he tenido hasta este momento.

Gracias a todas aquellas personas
que han estado conmigo en los momentos
más importantes de mi vida y me han ayudado y
animado a continuar superándome y en especial

Gracias le doy a esta honorable
Universidad Nacional Autónoma de México
y a la **Facultad de Odontología** por haberme
permitido ser universitario y darme oportunidad
de formarme como persona y como profesionalista

Gracias a todos mis profesores por
su dedicación y esfuerzo y a aquellas
personas que formaron parte de mi
enseñanza y de mi aprendizaje.

A mis asesores:

Dr. Federico H. Barceló S.
Mtro. Jorge Guerrero Ibarra
C.D. Jaime González Orea
Les doy gracias por guiarme
y apoyarme en la realización
de este trabajo.

INDICE

Indice	2-3
Introducción	4-5
Antecedentes	6-10
Antecesor del policarboxilato de zinc	11-12
Cementos de policarboxilato de zinc	13
Composición química	13-14
Adhesión a la estructura del diente	14
Propiedades generales	15
Resistencia a la compresión	16-17
Consideraciones biológicas	17
Manipulación	18-19
Limpieza de la cavidad	20
Revisión bibliográfica	21-28
Artículos	21-28
Planteamiento del problema	29
Justificación	30
Objetivos	31
General	31
Específicos	31
Hipótesis	32
Materiales	33

Metodología	34-36
Ilustraciones	37-39
Resultados	40-42
Gráficas	43-46
Discusión	47-48
Conclusiones	49
Bibliografía	50-53
ANEXO A	54-55
ANEXO B	56-57

INTRODUCCION

Se realizó una somera revisión del estado actual de la utilización de los cementos de uso dental. desde dos de sus aplicaciones: cementación de elementos preformados y como bases cavitarias. No sé a pretendido profundizar en el tema, sino dar información de aplicación clínica para el práctico general y reportan los valores de cementos de carboxilato comerciales y de formulaciones experimentales a base de carboxilato de zinc a la resistencia flexural

Los cementos pueden ser considerados entre los materiales dentales más importantes desde el punto de vista de su aplicación clínica, dada su profusa utilización en la práctica los cuales los consideramos en su aplicación como:

- a) Cementos: propiamente para fijación de restauraciones coladas, brackets y bandas ortodóncicas.
- b) Bases de protección cavitaria.

Algunos de ellos o variantes de los mismos, se utilizan también como materiales de restauración, selladores de fosas y fisuras, y materiales de obturación endodóncica.

El cemento de policarboxilato de zinc es un material para base cavitaria y cementación, que tiene una adhesión específica a la estructura dentaria, tiene obvias ventajas cuando son utilizados como medios cementantes, en particular al esmalte y la dentina.

Los valores físicos de este cemento deben ser; de acuerdo a la norma # 96 de la Asociación Dental Americana para cementos fijados con agua; los mencionados en esta norma para poderse usar como base y cementación.

La biocompatibilidad es otro factor de elección de este cemento, pues su nula irritación lo hacen preferido sobre los otros cementos enumerados también en esta norma.

Experiencia en la fabricación de estos cementos se tiene y se han planteado cambios en su formulación para valorar las características de estos en base a la resistencia flexural o sea aplicada en tres puntos.

De acuerdo a los resultados es conocer este valor y comparar con otros cementos comerciales.

ANTECEDENTES

La experiencia que se tiene en el desarrollo y valoración de las bases poliméricas, es extensa ya que el laboratorio de investigación en Materiales Dentales (L.I.M.D.) de la División de Estudios de Posgrado e Investigación (D.E.P.e I.) de la facultad de Odontología (F.O.) en conjunto el Instituto de Física (I.F.), ambos de la Universidad Nacional Autónoma de México (U.N.A.M), han publicado tópicos avanzados en la ciencia e ingeniería de materiales, éstos junto con las aplicaciones que se pudieran dar al tipo de bases que se ocupan en la odontología actual hacen fundamentar el desarrollo de un material con las características idóneas para su utilización dentro de ella.

La normatización de los productos dentales en las que se indican los requisitos que éstos deberán cumplir para obtener un correcto comportamiento, han sido objeto de estudios realizados en el L.I.M.D., a continuación se mencionan algunos de ellos: En 1975 se inician las valoraciones sobre la base de éstas normas, "Estudio comparativo de 20 amalgamas nacionales y extranjeras" (Barceló 1998), de igual forma el laboratorio ha permitido desarrollar experiencia en el campo de la valoración de los materiales dentales lo cual se confirma con estudios publicados sobre dichos temas, "Evaluación física de un cemento endodóntico experimental con fibras celulósicas." (Barceló 1994) Especialmente sobre el tema: "Desarrollo de un aparato para pruebas de termociclado, valoración piloto: silicato, resina compuesta, ionómero de vidrio" (senties-Barceló 1994), además del tema: "Ionómero de vidrio: valoración física de diferentes presentaciones." (Barceló 1995)

En lo que se refiere al desarrollo de bases, para la obtención de cementos polielectrolíticos y verificación de sus propiedades en 1995 se publicó el artículo "Enginnering materials: The case of Polyelectrolyte Cements" (Castaño 1993), así como también existen referencias acerca de un estudio de las estructuras de cementos dentales de policarboxilato de zinc, del campo de tecnología de materiales (Nicholson-Watson 1993). Los cuales dieron pie para los estudios realizados en la síntesis y caracterización del cemento de óxido de zinc y ácido poliacrílico con la futura adición de hidroxiapatita.

Por otra parte en 1997 se desarrolló un estudio comparativo con polvo experimental de cemento de policarboxilato de zinc así como la valoración física del mismo con base en la norma #61 ANSI/ADA la cual se ocupa de los cementos de policarboxilato de zinc. (Guerrero-Barceló 1997)

Las experiencias en la fisicoquímica de polímeros, en donde se realizan estudios de correlación entre la estructura, las propiedades y el procedimiento para la obtención de materiales poliméricos, tienen aplicación en biomedicina por lo que su adecuación en los materiales dentales es susceptible de realizarse, muestra de ello es la síntesis y caracterización de polímeros que se ha realizado en conjunto con el Instituto de Física. Lo cual se comprueba con el artículo: "Characterization of acrylic dental polymers". (Vera-Martínez-Palacios-Barceló-Castaño 1998)

Así pues, por las experiencias previamente mencionadas es que el objetivo de esta investigación fue el de valorar la resistencia flexural de las posibles formulaciones a partir del polvo de cemento de policarboxilato de zinc y los líquidos poliacrílicos, determinar cual de ellas fue la que presentó los valores más altos (marcas comerciales y con la mezcla de algunos polvos experimentales) y sobre esta valoración poder fundamentar una

futura línea de investigación encaminada a la mejora continua del cemento de policarboxilato de zinc con la adición de nuevos componentes dentro de su formulación.

La resistencia flexural es un valor no reportado hasta ahora de los cementos de carboxilato y representa un comportamiento que tiene que ver con la resistencia y elasticidad del material, siendo actualmente el valor exigido a las resinas compuestas.

Los cementos de policarboxilato del zinc, fueron introducidos por Smith en 1968, con una combinación de una solución de los alquenoatos del poli (el ácido acrílico) inorgánicas, haciendo formulaciones de óxido de zinc como el componente principal. La ventaja principal de este es su adherencia fuerte del material a la dentina. Sin embargo, su tiempo de funcionamiento es la fuerza de compresividad relativamente bajos. Se han hecho los esfuerzos de estas propiedades para modificar la formulación haciendo cambios a la suma de los copolímeros del ácido acrílico del poli (ácido vinil-fosfato) incorporando los rellenos en el polvo como acero, óxido de magnesio, el wollastonite, el fluoruro de estaño, el óxido de aluminio, el fluoruro de tanino y del dióxido de silicón. (1)

El polvo es de composición similar al de fosfato de zinc y el líquido es una solución acuosa de ácido poliacrílico y copolímeros. Actualmente se han desarrollado presentaciones anhidridas para mezclar con agua, donde el ácido poliacrílico desecado, se ha incorporado al polvo, facilitando su manipulación. (2)

Se le han agregado también aditivos, como fluoruro estañoso e hidroxiapatita, que han mejorado su resistencia y su efecto anticariogénico al cemento. (3)

Estos materiales han pasado por varias etapas de desarrollo, desde su comienzo hasta su progreso que aún continúa. Es presentado en forma de polvo y líquido, es el primer material para base cavitaria y cementación que tiene una sustancia de adhesión específica a la estructura dentaria; el ácido poliacrílico.

Con las estructuras dentarias, se produce una reacción con el calcio del esmalte y la dentina así como el colágeno de esta última. Junto con los ionómeros-vidrios son los únicos materiales que tienen verdadera unión físico-química al diente. (3)

Aunque no se han comprobado mejoras sustanciales en la retención de restauraciones con respecto al cemento de fosfato de zinc, sí se obtiene menor filtración marginal, se ha comprobado también cierta adhesividad a aleaciones metálicas, sobre todo no nobles: cromo-niquel (3)

Otra ventaja es su biocompatibilidad pulpar dado que por el tamaño de su molécula, no puede penetrar en los túbulos dentinarios, lo que los hace muy adecuados para piezas dentarias sensibles y dientes temporales.(3)

La utilización de estos cementos tuvo su auge, sobre todo en odontopediatría y ortodoncia y actualmente van cediendo terreno ante las mejoras de los ionómeros-vidrios. (3)

ANTECESOR DEL POLICARBOXILATO DE ZINC

El fosfato de zinc es el agente de cementación más antiguo y sirve como modelo por el cual se pueden comparar los sistemas más nuevos. Consiste en polvo y líquido en dos botes separados.(10)

Los ingredientes principales del polvo son el óxido zinc (90%) y el óxido de magnesio (10%). Los ingredientes de polvo se unen a temperaturas entre 1000 y 1400° C dentro de una tableta que después se hace fino polvo. El tamaño de la partícula del polvo influye en la proporción del fraguado. Por lo general, cuanto más pequeño el tamaño de la partícula, más rápido el fraguado del cemento.(10)

Los líquidos contienen ácido fosfórico, agua, fosfato de aluminio y algunas veces fosfato de zinc el contenido de agua de los líquidos es de 33%+- 5%. El agua controla la ionización del ácido, que a su vez influye en la tasa de reacción del líquido-polvo (ácido básica). (11)

Cuando el polvo se mezcla con el líquido, el ácido fosfórico ataca la superficie de las partículas y libera iones de zinc dentro del líquido. El aluminio, que ya a formado un compuesto con el ácido fosfórico, reacciona con el zinc y forma un gel de zinc aluminio - fosfato en la superficie de la porción restante de las partículas. Por lo tanto, el cemento fraguado es una estructura fundamental que consiste primero en partículas de óxido de zinc sin reaccionar enclavadas en una matriz cohesiva amorfa del zinc aluminofosfato.(10)

Velocidad de incorporación del polvo. Al introducir una pequeña cantidad de polvo dentro del líquido para los primeros incrementos aumenta el tiempo de trabajo y fraguado por reducción de la cantidad de calor generado y permite que se incorpore más polvo en la mezcla. Por esto, es el procedimiento recomendado para el cemento de fosfato de zinc.

CEMENTO DE POLICARBOXILATO DE ZINC

En la búsqueda de un cemento adhesivo que se pueda unir fuertemente a la estructura del diente, el policarboxilato de zinc fue el primer sistema de cemento que desarrolló adhesión a la estructura del diente.

COMPOSICIÓN QUÍMICA

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 fosfato 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 sintetiza a temperaturas altas a fin de reducir la reactividad y pulverizado en partículas finas. En la reacción hidrofraguable, el poliácido se seca al frío y ese polvo se mezcla con el del cemento, los líquidos son agua o una solución débil de NaH_2PO_4 .

Sin embargo, la reacción de fraguado es la misma si el poliácido se seca al frío y después se mezcla con el agua, o si el cemento líquido tiene una solución acuosa convencional de poliácido.

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 une a las cadenas de polimeros 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)

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)

ADHESIÓN A LA ESTRUCTURA DEL DIENTE

A pesar de la adhesión del cemento a la estructura del diente, los cementos de policarboxilato de zinc no son superiores al cemento de fosfato de zinc, en la retención de las restauraciones de metal noble vaciados (plata) se requiere de una fuerza comparable para remover las incrustaciones de oro cementadas, ya sea con cemento de fosfato de zinc o con cemento de policarboxilato.

Al examinar la superficie fracturada se puede ver el fracaso que casi siempre ocurre en la interfase cemento-diente con cemento de fosfato de zinc. En el caso de los cementos de policarboxilato, el fracaso ocurre siempre en la interfase cemento-metal en vez de cemento-diente.

El cemento no se adhiere al metal en un vaciado contaminado químicamente o con baño de ácido. Por lo tanto, es esencial que la superficie contaminada del vaciado se remueva para mejorar su capacidad de humectancia y la adhesión mecánica en la interfase cemento-metal.

PROPIEDADES GENERALES

Espesor de la película. Cuando los cementos de policarboxilato se mezclan en la proporción P:L recomendada, al parecer son más viscosos que la mezcla comparable de cemento de fosfato de zinc. Sin embargo, la mezcla del policarboxilato se clasifica como pseudoplástica, y sufre adelgazamiento en una proporción de deslizamiento incrementada, tixotropismo,

Clínicamente, esto significa que la acción de la espatulación y la cementación con acción vibratoria reduce la viscosidad del cemento, y esos procedimientos producen un grosor de película de 25 micras o menos.

RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN

La resistencia a la compresión del cemento de policarboxilato es de cerca de 550 kg/cm², 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 fosfato de zinc, lo que hace más difícil retirar el excedente. (15).

La resistencia a la compresión para la consistencia del cemento esta en el rango de los 62 a 83 Mn/m². La resistencia traccional es de unos 6 a 7 Mn/m². La resistencia aumenta con la relación polvo-líquido alcanzando el máximo aproximadamente con una relación 2:1 en peso, y aumenta también con el agregado de aditivos tales como la alúmina y el fluoruro estañoso. (5)

La resistencia compresiva del cemento de policarboxilato de zinc es comparable a la del cemento de fosfato de zinc, alrededor de 90 Mn/m², mientras que la resistencia traccional es mayor con 14 Mn/m², en comparación con los 5 Mn/m² 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 poliacrílico en líquido también influye 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)

Comparación de la resistencia del fosfato de zinc y el policarboxilato

	Resistencia a la compresión diametral 24 horas (MPa)	Resistencia elástica 24 horas (MPa)
fosfato de zinc	104	5.5
policarboxilato	55	6.2

CONSIDERACIONES BIOLÓGICAS

El pH del líquido del cemento es de 1.7. No obstante, 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 reduce la reacción de fraguado. El pH de un cemento de policarboxilato es parecido al de un cemento de fosfato de zinc a diversos intervalos.

No obstante la naturaleza ácida inicial del cemento de policarboxilato, produce mínima irritación a la pulpa. A este respecto, está en la misma esfera que los cementos de óxido de zinc y eugenol.

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 de 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.

MANIPULACIÓN

Cabe señalar que 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.

Este cemento se tiene que mezclar en una superficie que no absorba líquido. Es mejor emplear una loseta de vidrio (gruesa de 6mm fría, limpia de grasa) 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 más prolongado. Cabe mencionar que al 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 el refrigerador.

Justo antes de empezar la mezcla se dispensa el líquido, por que 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.

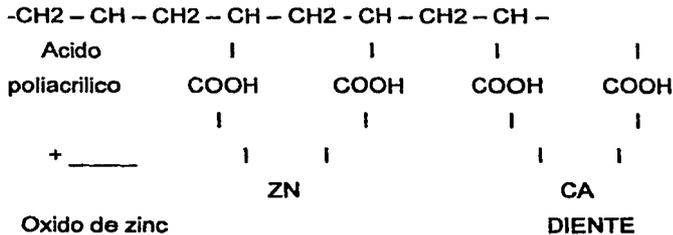
El polvo se incorpora con rapidez en el líquido en grandes cantidades, se muestra la consistencia del cemento inmediatamente después de completar una mezcla de 30 seg., en comparación con la consistencia después de un tiempo de mezcla más prolongado o un tiempo adicional en la loseta de mezcla.

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 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.

Ilustración del mecanismo de fraguado, así como el modo probable de adhesión a la estructura dental del cemento del policarboxilato (De Phillips, R.W. Elementos de materiales dentales. Filadelfia, W.B. Saunder, 1984, p. 325.)



Limpieza de la cavidad.

Después de la preparación de una cavidad, de ordinario las superficies del esmalte y la dentina quedan cubiertas con una capa delgada de detritos pegajosos, llamada a veces "capa sucia".

La preparación también puede estar cubierta por una película delgada de cemento (p. Ej., óxido de zinc y eugenol) en caso de haber sido colocada una restauración temporal. Si la capa de detritos no se elimina, éstos suelen influir en las características de algunos materiales o en su capacidad de adaptación o adherencia a las paredes de la cavidad. El rendimiento óptimo del cemento del cemento dental, en particular de los sistemas de ácido poliacrílico, depende mucho del grado de limpieza de la superficie de la estructura dentaria en el momento de la colocación.

Este tipo de cemento permitiría obtener adhesión al menos en un componente de la estructura dental, por ello es necesario efectuar una meticulosa limpieza de la superficie y así proporcionar contacto e interacción entre el cemento y el diente. Hay varios medios con los cuales puede debridarse la cavidad de los restos dejados por los instrumentos o de remanentes de un material de restauración temporal: agua, una solución diluida de peróxido de hidrógeno (de 1 a 3%) o el mismo cemento líquido. Por lo menos un fabricante si proporciona una solución para este propósito que es de limpiar la dentina ó barro dentinario.

Después de la limpieza, la cavidad se aísla para impedir una mayor contaminación por los líquidos bucales. Al mancharse la superficie antes de la cementación, se considera que está lo bastante seca

REVISION BIBLIOGRAFICA

El autor: Medina Satine Jorge (7)

Nos habla sobre el efecto de diferentes variables mecánico-adhesivas en cuatro cementos dentales.

En el presente estudio se realizó un análisis comparativo de cuatro tipos diferentes de cementos dentales relativos al ángulo de convergencia y al largo de la preparación cuando las fuerzas traccionales de desalojo fueron aplicadas a restauraciones coladas cementadas.

Se hicieron determinaciones para analizar el factor de retención de coronas de recubrimiento total metálicas cementadas a varias formas de preparación de muñones utilizando para ello cementos de fosfato de zinc (Flecks), policarboxilato (Durelón) ionómero vítreo (Biocem), resina compuesta BIS – GMA (Cmspan). Durante el curso de la investigación, fue obtenida una información con respecto a la altura y al ángulo de convergencia de cuatro tipos de preparaciones usadas a través del Experimento. El análisis de los datos reveló diferencias al desalojamiento que ofrecieron las coronas fundas metálicas con respecto a los cuatro cementos utilizados durante el desarrollo de la investigación (AU).

El autor: Bansal RK. (2)

Nos hablan acerca de la influencia del talco sobre las propiedades del policarboxilato de zinc.

Este estudio dice que el óxido de zinc, es el componente inorgánico del cemento de policarboxilato, el cual fue mezclado con el talco en varias proporciones del 10% al 50%. Estas mezclas fueron espatuladas con el polvo, el ácido poliacrílico y el líquido (P/L) en relaciones de 1:1, 5:1 y 2:1. Este estudio demostro que las propiedades como fuerza de tensión de los cementos eran el resultado del tiempo y la compresividad diametral ya determinadas. También fue observado que poniendo más tiempo a los cementos de policarboxilato, el resultado seria aumentado con el volumen de talco. Tomando en cuenta que la compresividad diametral y las fuerzas de tensión también fueron aumentadas por aproximadamente el 54% y 10% de la concentración de talco.

El autor AKINMADE AO, Nicholson (3)

Nos dice que el espesor del cemento de policarboxilato de zinc influye en la adhesión a la superficie.

En este estudio nos informa que el efecto de variación del espesor del cemento de policarboxilato de zinc comercial, y su adherencia de un metal-a-metal es que sólo une y cubre la restauración. Lo cual demostró que en los resultados la fuerza de unión de la tensión y el modo de fracaso del cemento son influenciados por el espesor de la capa del cemento que son garantizados.

De estas pruebas se dice que los resultados confirman que debe haber un espesor óptimo para la capa del cemento de policarboxilato de zinc. Poly F Ventaja (De Trey Dentsply, Weybridge, Surrey, Reino Unido).

Ellos también muestran que el fracaso más probable podría ser la unión de las capas muy gruesas ó espesas. Diciendo que el espesor óptimo de la capa de unión fuera de 205 micras para el cemento estudiado en particular, y que para obtener la media fuerza de unión de esta, debería ser encontrada entre los 4.03 Mpa. Entre lo que ellos mostraron y usaron para el análisis de tensiones hicieron un corte máximo de las tensiones, de 12 (el máximo) y 11 (el máximo), que también se habían obtenido.

En estos análisis mostraron que las partes fallaron a la interface entre las capas del cemento y la falta de la proporción de la capa del adhesivo de bajo de 100 micras.

En el resultado de las partes juntas y las concentraciones altas de las capas adhesivas delgadas si tendrían una garantía muy amplia. Por otro lado, en las uniones más espesas fallaron las partes juntas dentro de las capas adhesivas. Debido a las contribuciones de las mayores tensiones en estas uniones.

El autor BRANCO HEGDAHL T. (4)

Nos habla de las propiedades físicas de un de fosfato de zinc y de los cementos de policarboxilato de zinc.

Lo que él realizó fue que en dos fosfatos de zinc y tres de policarboxilato de zinc se hicieron pruebas en ellos. En los cuales los materiales que se probaron a la condensación después de 24 horas de que se habían colocado. Dos de ellos fueron examinados, en una serie en los que fueron tratados con una correcta proporción de polvo de los cementos, los cuales eran expuestos durante 1 semana a las condiciones del ambiente con la temperatura que variaba entre 20 grados C y 24 grados C y con una humedad atmosférica relativa que iba entre 40% y 59% en otra serie.

Los cementos de fosfato de zinc se caracterizaron por los valores altos del módulo de elasticidad y por las deformaciones plásticas menores de 0.2%. En los cementos de policarboxilato de zinc eran más flexibles y también exhibieron las deformaciones plásticas más grandes.

Comparado con el fosfato de zinc es más sólido, por consiguiente, los cementos de policarboxilato de zinc tenían valores altos que sobresaltaba la dureza. Al hacer la reunión de los polvos del cemento expuesto a la humedad atmosférica por 1 semana no cambió esté significativamente su reducción para un cemento de fosfato.

El autor NEGM MM, BEECH DR, GRANT AA (5)

Nos hace una evaluación de la adhesión del policarboxilato de zinc y el ionómero de vidrio.

Para ello se estudiaron propiedades mecánicas de la adhesión del cemento de policarboxilato de zinc y de los cementos de ionómero de vidrio. En este estudio se hizo un efecto adverso en la compresividad y la fuerza de tensión de ambos materiales. Ambos cementos mostraron una buena vinculación para el esmalte y la dentina. Las uniones entre el cemento de policarboxilato y la plata esterilina eran bastante buenas para causar un fracaso de unión del cemento, los materiales que fueron probados primero se limpio la superficie y se acondicionó con un 5% de la solución de hipoclorito de sodio que mostró una mejoría en las uniones de los cementos a la dentina y que ellos eran significativamente más fuertes que las uniones que se formaron después del uso de 50% de la solución ácida cítrica (acondicionador de ASPA).

Los autores R.K. Bansal, MSc, PhD, U.S. Tewari, MSc, PhD, Parkash Singh, PhD, y D.V.S Murthy, MSc. (6)

El óxido de zinc, componente inorgánico del cemento de policarboxilato, se mezcló con criolita (Na_3AlF_6), en varias proporciones que fueron del 10% al 50%.

En estas combinaciones el polvo era mezclado con el ácido poliacrílico en tres proporciones polvo-líquido de 1:1, 1:5, y 2:1. En las cuales las propiedades físicas de los cementos resultantes se pusieron a tiempo con la fuerza de tensión y la fuerza de compresividad diametral ya

determinadas. Se observó que en el tiempo de la escena aumentó el volumen con la criolita. Y que también la fuerza de compresividad diametral y las fuerzas de tensión también fueron aumentadas por una doble de concentración de la criolita del 20% (J Prosthet Mella 1995,73:210-3).

La Criolita es un aluminio fluoruro de sodio ($\text{Na}_3 \text{AlF}_6$). Este compuesto del óxido de aluminio y fluoruros de estaño y tanino se incorporaron individualmente en varias proporciones para mejorar las propiedades del cemento de policarboxilato de zinc.

En este estudio se examinó el fluoruro de aluminio (criolita), y sus efectos en las propiedades del cemento de policarboxilato de zinc.

Los cementos dentales que se utilizaron se prepararon a 25°C de temperatura y con una humedad relativa del 50% para ser mezclados con el componente inorgánico (ácido acrílico) y la solución en un plato de vidrio.

Las cuales se llevaron a cabo en tres proporciones de polvo/líquido (P/L) que fueron de 1:1, 5:1 y 2:1 (el w/w), el tiempo de este paso fue medido con una aguja de Gillmore como derivación para la norma del policarboxilato de zinc. El tiempo de este paso era determinado con la medida de cinco pruebas. Las pruebas se realizaban en cilindros de 6 mm de diámetro y con 12 mm de altura para la compresividad diametral y la fuerza de tensión según las especificaciones del policarboxilato de zinc (la especificación de la Asociación Dental Americana No.96 y la Organización de las Normas Internacionales No. (4104). Los cementos de la prueba se sumergieron en el agua a 37°C durante 24 horas.

Después de un periodo de almacenamiento de 7 días, se realizó una prueba en la maquina universal (Modelo 4302, Instron S.A. Wycombe, Reino Unido) para medir la compresividad diametral, la cual se llevo a cabo con un aceleramiento de la maquina a 0.05 centímetros por un minuto.

Al final de la prueba se tomaron tiempos de medición del policarboxilato de zinc para ver su solidez en las composiciones de polvo liquido proporcionando un aumento, ó disminución; sin embargo el tiempo de la prueba, hubo un aumento en la concentración del criolite en el tiempo de la prueba. En el tiempo máximo de 17 minutos que duro la prueba aumento considerablemente la concentración de la criolita en un 50%.

El efecto de la criolita que se estudió en la fuerza de compresividad de las composiciones del cemento de policarboxilato para las tres proporciones del polvo-liquido (1:1, 5:1, 2:1). Lo que se alcanzó fue un máximo de 20% de la criolita, y se obtuvo una fuerza máxima de 1012.84 kg/cm² con la de 5:1 en proporción de polvo-liquido que era dos veces mayor que el del mando (416.55kg/cm²). Para las composiciones de polvo-liquido de 2:1, la fuerza de compresividad alcanzó el máximo de 882.04 kg/cm² para la misma concentración de criolita, con él era superior del 94% que el mando. La cual con la fuerza de compresividad disminuyó con un aumento grande en la criolita en todas las pruebas hechas a estas composiciones de todas estas pruebas.

La criolita en la fuerza diametral y la fuerza de tensión de las composiciones del cemento de policarboxilato de zinc. Se observó que era similar a los datos de la composición. La fuerza diametral se alcanzó a tensar a un máximo del 20% de la criolita y disminuyó después de esto.

Las propiedades físicas del cemento de policarboxilato fueron mejoradas por la suma de criolita al ponerle el componente inorgánico del cemento. El aumento del tiempo que se le puso como refuerzo en las propiedades de la manipulación y el tiempo trabajo, aumentaron por el doble con la suma de criolita.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

A pesar de que en un inicio los cementos de carboxilato de zinc (cuya base es agua -ácido poliacrílico) tuvieron gran aceptación por parte del cirujano dentista, esta disminuyó en el momento en que sus propiedades físicas fueron superadas por las de otros cementos. Una de sus principales desventajas es la resistencia a la compresión así como la fragilidad que presentan, son consideradas como desventajas puesto que existen materiales que proporcionan mejores resultados.

En nuestro país se suma a ello la falta de un producto nacional con la calidad y propiedades físicas necesarias para enfrentar en el mercado a los productos importados (los cuales generan un costo elevado debido a su procedencia).

En este estudio también se puso en practica los cementos experimentales que en algunos artículos se presentan como estudios ya realizados y los cuales se quiere tener un cemento con las mismas especificaciones que le pide la ADA y que sea mejor en cuanto a sus propiedades físicas, químicas y económicas ya que este cemento por lo regular es de procedencia extranjera.

No hay valores de resistencia flexural de los cementos comerciales y de los experimentales; esta propiedad es un valor de comportamiento elástico y resistencia de carga en tres puntos; que permite deformación entre comportamiento en los materiales dentales.

JUSTIFICACION

Debido a las desventajas mencionadas se hace necesaria la obtención de un cemento con base en policarboxilato de zinc con mejores propiedades a las presentadas por los existentes. El L.I.M.D. ha considerado el desarrollo de un nuevo producto con dichas ventajas, de manera que ha logrado la obtención del polvo de carboxilato de zinc y líquidos de ácido poliacrílico, todos ellos experimentales.

Tener valores de comportamiento flexural nos permiten valorar cual soporta más la carga en tres puntos.

Por ello es que se realizó un análisis de control de calidad con el cemento experimental desarrollado en el L.I.M.D. de la D.E.P. el de la facultad de Odontología, U. N. A.M. lo cual nos permite saber si se está sobre la línea de investigación correcta para poder realizar la transferencia de tecnología a fabricantes nacionales con lo que lo cual se verá disminuido considerablemente su costo y, a su vez tener esta línea abierta a mejoras continuas.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Realizar una valoración de las marcas comerciales que se encuentran en el mercado actual con otros cementos experimentales que se estudian en la división de pos grado de Odontología, realizando pruebas de resistencia flexural.

OBJETIVOS ESPECIFICOS

Realizar pruebas de resistencia flexural entre los cementos de policarboxilato de zinc que se encuentran en el mercado.

Realizar pruebas de resistencia flexural entre los cementos de policarboxilato de zinc experimentales.

HIPOTESIS

Los cementos comerciales tendrán mayores valores de resistencia flexural que los cementos experimentales

Los cementos experimentales tendrán los mayores valores de resistencia flexural que los cementos comerciales.

Los cementos comerciales tendrán iguales valores de resistencia flexural que los cementos experimentales.

Algunos cementos experimentales y comerciales tendrán iguales valores de su resistencia flexural.

MATERIALES

- Láminas de vidrio con superficie de 5X5 cm.
 - Balanza analítica OHAUS. (hecho in West Germany Ohaus corp. florham park, NJ.)
 - Ambientador a 37°C y con humedad del 30%.
 - Loetas de vidrio.
 - Espátulas para cementos.
 - Prensas manuales.
 - Cronómetro. (the omniwatch hecho en Hong Kong)
 - Estufa Hanau curing unit, temperada a 37°C y con humedad relativa a mínima de 90%. (engineering co, inc. Buffalo, N.Y. U.S.A.)
 - Aceite de silicón.
 - Hacedores de silicón por condensación.
 - Calibrador (fowler & nsk, max-cal hecho en Japón).
 - Maquina frank MANNHEIM-RHEINAU (hecha en Alemania)
 - Celda AFTI Mecmesin (hecha en Inglaterra)
 - Cemento de policarboxilato de zinc de 5 marcas comerciales y 2 cementos experimentales que se encuentran en el laboratorio de posgrado de Odontología.
-
- 1) Cemento Harvard (hecho en Germany)
 - 2) Cemento SS white (hecho en U.S.A)
 - 3) Cemento Idea (hecho en México)
 - 4) Cemento Medental pca (hecho en U.S.A)
 - 5) Cemento experimental A (lab. Posgrado Odontología, México).
 - 6) Cemento experimental B (lab. Posgrado Odontología, México).

METODOLOGIA

Se realizaron muestras y pruebas de acuerdo a la Especificación No. 27 de la ADA. (anexo A).

El procedimiento por el cual se inicio fue en elaborar hacedores (contenedores) de silicón para obtener muestras de 25 ± 2 mm. de largo por 2 ± 0.1 mm. de altura y 2 ± 0.1 mm. de ancho.

Posteriormente el molde, se cubrió ligeramente con un medio separador (aceite de silicón)

Se utilizaron una placa de vidrio (5 mm) de grosor de aproximadamente 5x5 cm y cubriéndolo con otro vidrio de tamaño de 5x2 cm, del mismo grosor que el anterior para que cubriéramos el molde y ejercer una presión en el cemento, la cual la obteníamos por medio de unas prensas manuales.

Se peso el líquido y el polvo de manera que tuvieramos las cantidades que el fabricante recomienda y posterior mente se manipulaba (se mezcla) en el tiempo que el fabricante recomienda (utilizando un cronometro) y finalmente poniéndolo en los contenedores.

Una vez teniendo la muestra se procedía ha llevarlo a la estufa hanau, con una temperatura de 37°C y una humedad aproximada de 90%, dejandolo en una hora.

Al llegar al tiempo de una hora se procedía a retirarlo del contenedor y llevarlo a un ambientador (37°C), dejándolo 24 hrs.

Se mantienen en agua los espécimen, y se deja que el espécimen se estabilice durante 10 min. a (37±1) °C, antes de realizar la prueba.

Procedimiento. Se miden las dimensiones del espécimen con una precisión de ±0,01mm después de que hayan transcurrido 24hrs. desde el inicio de la mezcla, Se transfiere el espécimen al aparato de la prueba de la resistencia a la flexión.

Al espécimen se le aplica una carga con una velocidad transversal de (0,75±0,25)mm/min. o una proporción de carga de 50±16) N/min hasta que el espécimen se fracture. Se registra a la carga máxima ejercida sobre el espécimen. Se repite el ensayo en otros cuatro especímenes.

Cálculos y expresión de los resultados

Resistencia a la flexión. Se calcula la resistencia a la flexión δ , en megapascales, a partir de la ecuación siguiente:

$$\delta = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

F es la carga máxima, en Newtons, ejercida al espécimen;

l es la distancia, en milímetros, entre los soportes, con una precisión de ±0,01 mm;

b es la anchura, en mm, del espécimen medida inmediatamente antes del ensayo;

h es la altura del espécimen, en mm, medida inmediatamente antes del ensayo

Las proporciones utilizadas de polvo liquido para los cementos comerciales se utilizaron las que recomienda el fabricante.

Harvard	polvo 35g.	Liquido 15 g.
Ss white	polvo 1.0g.	Liquido 0.5g.
Idea	polvo 1.0g	Liquido 0.5g
Medental	polvo 1.0g	Liquido 0.5g

Relaciones de polvo liquido para los cementos experimentales

Experimental A

Polvo (.35 g)

Criolita (1.50g)

Liquido (.15 g)

Experimental B

Polvo (.35 g)

Criolita (1.50g)

Alumina (.75 g)

Liquido (.15 g)

Copolimero, itaconico maleico y 50%H₂O

ILUSTRACIONES



Material utilizado para la manipulación de los cementos



Balanza analítica

Balanza utilizada para medir proporciones polvo – líquido



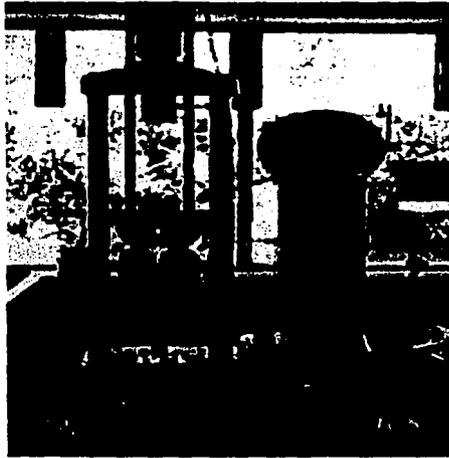
Ambientador

Los cementos obtenidos se quedaron por 24hrs a una temperatura de 37°C hasta la prueba

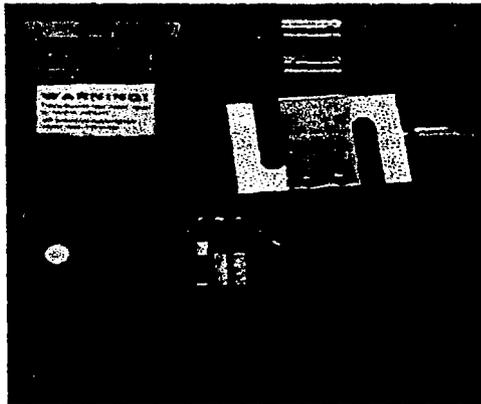


Estufa Hanau Curing unit

Pruebas realizadas a una temperatura de 37°C durante 1 hora con humedad de 90%



Maquina FRANK MANNHEIM-RHEINAU (ALEMANIA)
En la cual se realizo la prueba de flexuralidad de los cementos



Celda con la cual se realizaron los valores de la carga

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

RESULTADOS DE LAS PRUEBAS

HARVARD	ALTURA +	ANCHO -	LARGO	TOTAL KGS	Mpa
1	1.99	1.8	23.82	0.2	8.24
2	2.27	1.82	24.38	0.3	9.4
3	2.56	2.09	25.53	0.3	6.43
4	2.27	2.2	24.47	0.5	12.96
5	2.25	2.15	24.38	0.5	13.5

Resultado promedio de la prueba 10.106

SS. WHITE	ALTURA +	ANCHO -	LARGO	TOTAL KGS	Mpa
1	2.38	1.82	24.81	0.2	5.7
2	2.59	1.89	24.33	0.3	6.95
3	2.51	1.65	24.38	0.2	5.65
4	2.71	1.57	24.13	0.2	5.09
5	2.29	1.75	24.72	0.2	6.4

Resultado promedio de la prueba 5.958

IDEA	ALTURA +	ANCHO -	LARGO	TOTAL KGS	Mpa
1	2.45	1.67	24.24	0.3	8.79
2	2.62	1.81	24.54	0.4	9.46
3	2.98	1.67	24.1	0.2	3.96
4	2.59	1.75	24.3	0.3	7.51
5	2.48	1.61	24.81	0.3	8.9

Resultado promedio de la prueba 7.724

MEDENTAL	ALTURA +	ANCHO -	LARGO	TOTAL KGS	Mpa
1	2.34	1.84	24.68	0.2	5.83
2	2.38	1.76	24.05	0.1	2.94
3	2.18	1.65	24.58	0	3.74
4	2.8	1.82	24.44	0.2	4.12
5	2.93	1.77	24.54	0.2	3.86
5	2.47	2.01	25.55	0.2	4.79

Resultado promedio de la prueba 4.098

EXPERIMENTAL A	ALTURA +	ANCHO -	LARGO	TOTAL KGS	MPa
1	2.37	2.27	25.13	0.5	11.52
2	2.36	2	25.45	0.4	10.55
3	2.43	1.82	24.96	0.3	8.2
4	2.97	2.13	24.84	0.3	4.69
5	2.47	2.01	25.55	0.2	4.79

Resultado promedio de la prueba 7.95

EXPERIMENTAL B	ALTURA +	ANCHO -	LARGO	TOTAL KGS	Mpa
1	2.87	1.98	25.4	0.4	7.21
2	2.38	2.08	25.34	0.4	9.98
3	2.66	1.62	25.67	0.3	7.69
4	3.08	1.27	25.95	0.1	2.44
5	2.54	1.75	25.36	0.4	10.41

Resultado promedio de la prueba 7.546

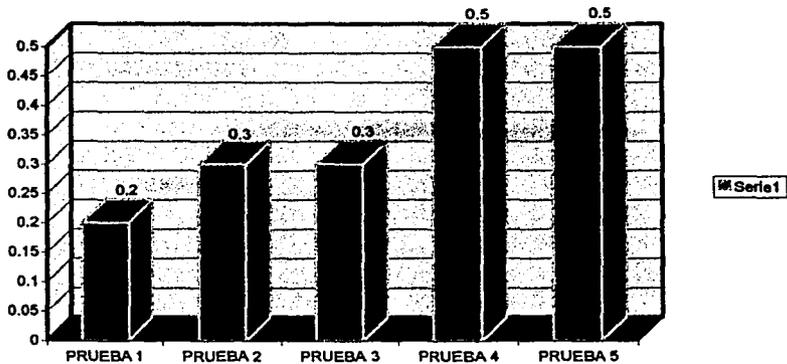
Se realizó un análisis de una vía ANOVA la cual nos dio como resultado la comparación de estos cementos.

Grupo	Media	Estandad
Harvard	10.108	3.048
White	5.958	0.724
Exp. A	7.950	3.169
Medental	4.098	1.064
Idea	7.724	2.222
Exp. B	7.546	3.175

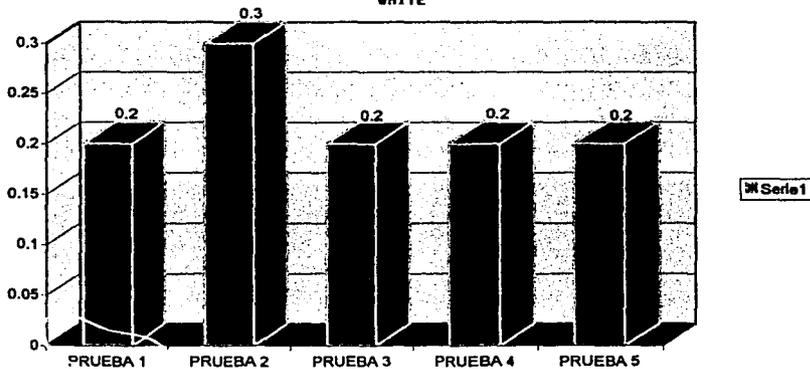
Se le realizó la prueba de TUKEY con una $P < 0.05$, en este análisis los únicos cementos que tuvieron diferencia fueron Harvard vs Medental la diferencia media fue de 6.008. (anexo B).

GRAFICAS

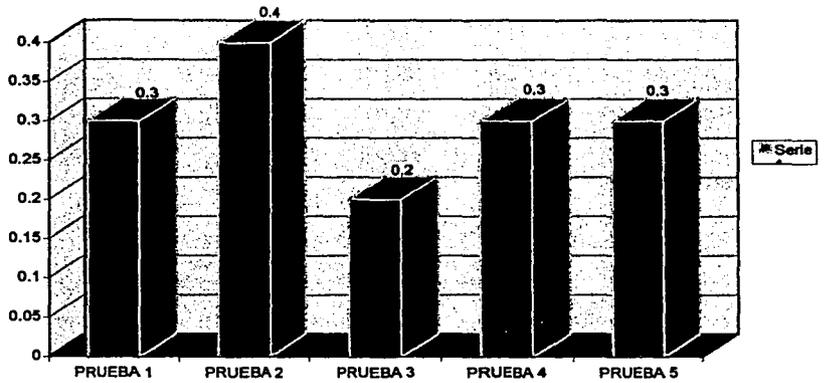
RESULTADOS DE LA PRUEBA DE RESISTENCIA FLEXURAL DEL CEMENTO HARVARD



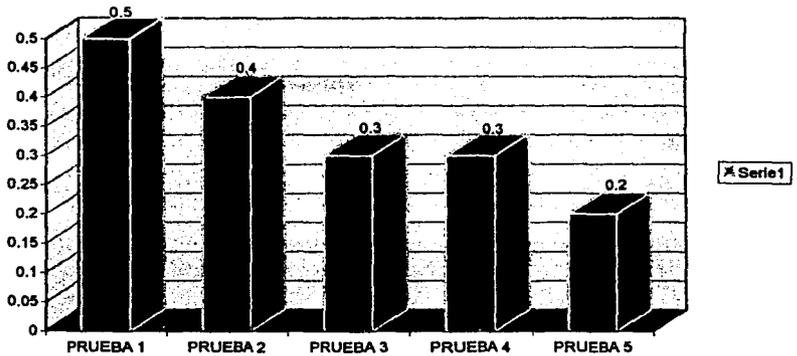
RESULTADOS DE LA PRUEBA DE RESISTENCIA FLEXURAL DEL CEMENTO SS
WHITE



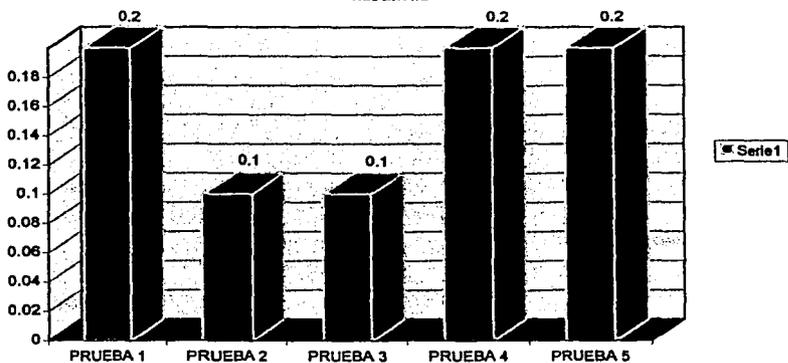
RESULTADOS DE LA PRUEBA DE RESISTENCIA FLEXURAL DEL CEMENTO IDEA



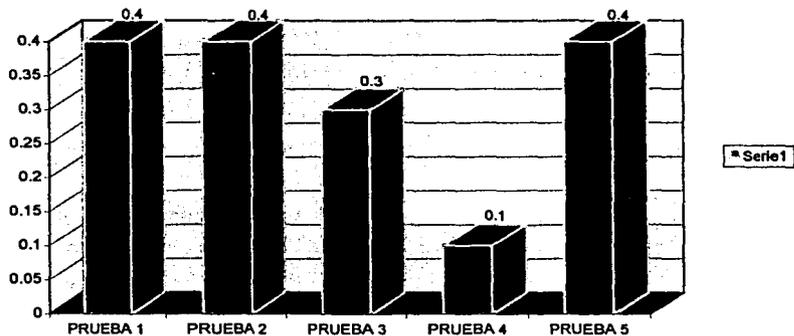
RESULTADOS DE LA PRUEBA DE RESISTENCIA FLEXURAL DEL CEMENTO EXP. A



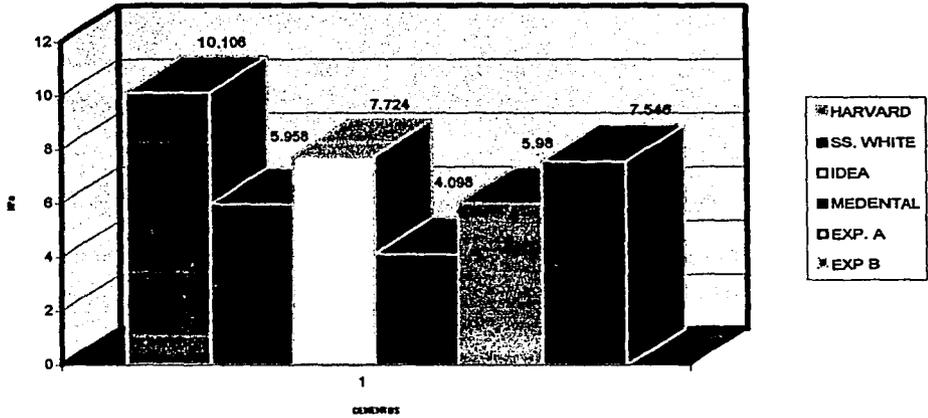
RESULTADOS DE LA PRUEBA DE RESISTENCIA FLEXURAL DEL CEMENTO
MEDENTAL



RESULTADOS DE LA PRUEBA DE RESISTENCIA FLEXURAL DEL CEMENTO EXP.B



RESULTADOS PROMEDIO DE TODAS LAS PRUEBAS DE RESISTENCIA FLEXIONAL



DISCUSIÓN

En cuanto al comportamiento en el tiempo en el que endurecieron, los cementos comerciales presentaron algunos problemas, los cuales estuvieron sometidos en una temperatura de 37° C y con una humedad la cual se volvían más frágiles y eso provocaba que se fracturaran al sacarlos de los contenedores ó hacedores.

Por otro lado los cementos experimentales el primero nos daba un tiempo mayor de trabajo y en segundo una resistencia flexural mayor a la de los cementos de las marcas comerciales.

En otro factor que también fue considerado es la viscosidad que tienen las diferentes marcas comerciales, ya que este también es uno de los problemas que se tuvieron al manipularlo y que no es muy recomendable modificarlo ya sea en agregarle más polvo y menos líquido o al contrario menos polvo y más líquido, ya que esto modificaría la resistencia de este cemento.

No encontramos antecedentes de valoración de resistencia flexural, pero haciendo una valoración de lo obtenido con resistencia a la compresión tenemos.

Respecto a la humedad hay algunos trabajos realizados por Nicholson, en el cual las muestras de dos cementos de policarboxilato de zinc comerciales fueron guardadas bajo diferentes factores tales como humedad, temperatura y tiempo, consiguiéndose valores de resistencia a la compresión entre 73 y 93 Mpa con utilización de agua bidestilada dentro de un ambientador a 37°C en un tiempo de 24 horas, dichas condiciones son

iguales a las utilizadas durante la presente valoración y los resultados quedan nuevamente por debajo de las obtenidas por Nicholson (entre 29.423 Mpa del copolímero poliacrílico-itacónico y 62.42 Mpa del copolímero poliacrílico-itacónico-maleico). (Nicholson-Hawkins-Wasson 1993).

Esta prueba comprendida en la norma No.96 sus valores nos permiten presumir cual será su comportamiento de la resistencia compresiva.

Mencionamos que los resultados que el cemento que tuvo los valores más altos en nuestro trabajo fueron el Harvard y el de menor valor Medental.

De los cementos experimentales el A fue el que tuvo valores más altos que respecto al cemento experimental B.

CONCLUSIONES

Así podemos concluir que:

- De los cementos de las marcas comerciales Medental es el que presento el valor mas bajo que todas las marcas.
De acuerdo ha esto podríamos decir que el problema que presenta seria por la baja viscosidad que presenta el líquido por que es muy fluida.
- De los problemas que se encontraron fue que el cemento comercial Harvard nos daba corto tiempo de trabajo, pero fue el de los que nos dio mayor puntuación en sus pruebas.
- De los cementos experimentales el que nos dio resultados más altos en las pruebas de flexuralidad fue el experimental A, y que también nos dio un mayor tiempo de trabajo.
- El cemento experimental A, presento valores más altos que todos los otros cementos valorados a excepción de Harvard.

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA

BIBLIOGRAFIA

1.- Kenneth J. Anusavice, D.M.D., Ph.D.

"CIENCIA DE LOS MATERIALES DENTALES"

Décima edición. 1998

Mc Graw-Hill Interamericana.

2.- BANSAL RK, Tewari US, Singh P, Murthy DV

and D.V.S. Murthy, MSc.

Influence of talc on the properties of polycarboxylate cement.

"THE JOURNAL OF ORAL REHABIL"

Enero 24 (1): 76-9 1997

3.- Akinmade AO, Nicholson JW.

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

"BIOMATERIALS"

Enero 16 (2): 149-54 1995

4.- Branco R, Hegdahl T.

Physical properties of some zinc phosphate and polycarboxylate cements.

"ACTA ODONTOL SCAND"

Diciembre 41 (6): 349-53 1983

5.- Negm MM, Beech DR, Grant AA.

An evaluation of mechanical and adhesive properties of polycarboxylate and glass ionomer cements.

"THE JOURNAL OF ORAL REHABIL"

Marzo 9 (2): 161-7 1982

6.-R.K.BANSAL,MSc,PhD, U.S. TEWARI, MSc PhD, Parkash Singh,PhD,
influence of cryolite on the properties of polycarboxylate cement.

"THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY"

Febrero vol. 73 num.2 1995

7.- ODONTOL. Dia 6 (2): 25-43, abr.- jun. 1989. ilus

8.- Mitsuhiro Tsukiboshi, D.D.S., D.Med.Sc.,and Yoshiaki Tani, D.D.S., D.
Med.Sc.

Physical properties of a polycarboxylate cement containing a tannin-fluoride
preparation.

"THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY"

Abril vol. 51 num.4 1984

9.- DENNIS C SMITH

polyacrylic acid-based cements: adhesion to enamel and dentin.

"OPERATIVE DENTISTRY"

Supplement 5, 177-183 1992

10.- D.BROWN and E.C. COMBE.

Effects of stainless steel fillers on the properties of polycarboxylate cement.

"JOURNAL DENT RES"

Marzo-Abril vol. 52 num. 2 1973

11.- L.G. Lawrence, DDS, D.C. Smith, MSc, PhD, FRIC

strength modification of polycarboxylate cement with fillers.

"JOURNAL CANADA DENT ASSN"

Num. 6 1973

12.- J.A. BARTON,JR.,G.M. BRAUER,J.M. ANTONUCCI, and M.J. RANEY.

Reinforced polycarboxylate cements.

"JOURNAL DENT RES"

Marzo-abril vol. 54 num. 2 1975

- 13.- Stephen F. Rosenstiel, BDS, Martin F. Land, DDS, MSD, and Bruce J. Crispin, DDS, MS.
Dental luting agents: a review of the current literature.
"THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY"
Septiembre vol. 80 num. 3 1998
- 14.- José Pedro Corts
"NOVEDADES – NOTICIAS Y REPORTAJES"
Odontología Postgrado
Julio vol. 2 núm. 3y4 1989
- 15.- AMERICAN NATIONAL STANDARD/AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Especificación No.96 for Dental Water-Based Cements. Approved August 23, 1994. Effective August 23, 1995.
- 16.- BARCELÓ S. FEDERICO H. Y COL. "Evaluación física de un cemento endodóntico experimental con fibras celulósicas". *Práctica Odontológica* 15 (4) P.p 43-47,1994.
- 17.- BARCELÓ S. COL. "Ionómero de vidrio: Valoración física de diferentes presentaciones". *Práctica Odontológica* 16 (4) P.p 31-34, 1995.
- 18.- BARCELÓ S. Y COL. "Estudio comparativo de 20 amalgamas nacionales y extranjeras". *Práctica Odontológica* 9 (9) , P.p. 30-39,1998.
- 19.- CASTAÑO VICTOR M. Y COL. "Enginnering materials: The case of polyelectrolyte cements". Instituto de física U.N.A.M. Editorial tópicos avanzados en ciencia de materiales e ingeniería. Nueva York 1993.
- 20.- GUERRERO IBARRA JORGE, BARCELÓ SANTANA FEDERICO. "Valoración física basándose en la Norma de cementos de carboxilato de zinc, estudio comparativo con polvo experimental". 1997.
- 21.- NICHOLSON J.W. "Studies in the setting of polyelectrolyte cements. Part. VII The effect of divalent metal chlorides on the properties of zinc polycarboxylate and glass-ionomer dental cements". *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 9 P.p. 273-277,1998.

- 22.- NICHOLSON J.W. "Studies in the setting of polyelectrolyte materials. Part. III The effect sodium salts on the setting and compressive strength of glass polyalkenoate and zinc polycarboxylate dental cements". Journal Materials Science: Materials in Medicine 6, P.p. 404-408,1995.
- 23.- NICHOLSON J.W., ABIDEN F. "Studies on the setting of polyelectrolyte cements.part. VI The effect of sodium salts on the mechanical properties and water balance of zinc polycarboxylate and glass-ionomer dental cements". Journal of Materials Science: Materials in Medicine 9, P.p. 269-272,1998.
- 24.- NICHOLSON S., HAWKINS J., WASSON E. A. "A study of the structure of zinc polycarboxylate dental cements". Journal of Material Science: Materials in Medicine 4, P.p. 32-35,1993.
- 25.- VERA GRAZIANO, MARTÍNEZ RICHA, PALACIOS ALQUISIRA, BARCELÓ SANTANA, CASTAÑO MENESES. "Characterization of acrylic dental polymers". University of North Texas. 1999.

ANEXO A

Esta segunda edición de la Norma ISO 4049 ha tenido un volumen considerable de información técnica acumulada desde la publicación de la primera edición de dicha norma en 1978. Algunos de los ensayos de la primera edición se han omitido, en tanto que se han incorporado otros ensayos por las razones que se dan en este mismo texto.

Esta Norma Internacional no abarca los requisitos para los materiales destinados a la restauración de las superficies oclusales o aquellos destinados a prevenir las caries. A fin de aclarar esto, se ha introducido un sistema de clasificación (véase capítulo 3). Esta Norma internacional comprende, por consiguiente, a los materiales de la clase B, o sea, otros tipos de materiales que no se destinan a las superficies oclusales, y se solicita a los fabricantes que a partir de ahora clasifiquen sus materiales de acuerdo con lo que se establece en esta norma. Además, para brindar una asistencia al comprador, se requiere de los fabricantes que en lo sucesivo describan el promedio del tamaño de la partícula del obturante y el componente principal de la resina base (véase capítulo 8).

Se ha considerado la posibilidad de que los materiales puedan clasificarse de acuerdo con la carga de obturación o de su corolario, la absorción de agua y la solubilidad de la fase de su resina. No obstante, los ensayos interlaboratorios que se han efectuado revelan que existen una superposición considerable de estas propiedades en los materiales "convencionales" y en los "microfinos", no habiéndose adoptado una clasificación de este tipo.

Los materiales restauradores a base de resinas, activados por energía externa, están bien establecidos actualmente y, por consiguiente, sus requisitos se incluyen en esta norma. Como estos materiales no han tenido un tiempo ilimitado de trabajo en la cirugía dental, se ha incluido un ensayo para la sensibilidad a la luz ambiental (véase apartado 7.6).

ANEXO A

Los tiempos de trabajo y de fraguado de los materiales curados químicamente, no pueden determinarse con exactitud debido a su solidificación rápida y a la variación de las viscosidades después de preparar la mezcla. El ensayo en la primera edición de esta Norma Internacional, usando un reómetro oscilante, tenía poca sensibilidad y ofrecía resultados que no podían correlacionarse con el tiempo de trabajo "clínico". En esta segunda edición el ensayo ha sido sustituido por otro más simple y ampliamente aplicable.

El ensayo de resistencia a la flexión (véase 7.8) se ha puesto de acuerdo con el ensayo utilizado para las prótesis dentales a base de polímeros, requiriendo que la muestra sea sumergida en agua durante el ensayo. Se ha incluido un requisito relativo a la resistencia a la flexión, módulo dependiente, con un valor límite fijado para poner en evidencia los composites convencionales con una pobre unión de carga/resina.

A pesar de que en esta segunda edición no se incluyen los ensayos para determinar las propiedades opcionales o no obligatorias, tales como la contracción de polimerización, es de esperar que esto se haga en una edición posterior. Actualmente, puede usarse más de un ensayo para determinar estas propiedades, lo cual imposibilita la realización de comparaciones válidas y tiende a confundir al comprador.

El ensayo para la determinación de la profundidad de polimerizado de los materiales activados por energía externa será revisado cuando se disponga de una mayor cantidad de datos.

Los requisitos cualitativos y cuantitativos específicos para la eliminación de los peligros biológicos y toxicológicos, se haga referencia a ISO/TR 7405.

ANEXO B

One Way Analysis of Variance

Monday, June 04,2001,11:44:38

Data source: Data 1 in Notebook

Normality Test: Passed (P=0.124)

Equal Variance Test: Passed (P=0.065)

Group	N	Missing
Harvard CC	5	0
CC White	5	0
Experimental A	5	0
Medental	5	0
Idea	5	0
Experimental B	5	0

Group	Mean	Std Dev	SEM
Harvard	10.106	3.048	1.363
CC White	5.958	0.724	0.324
Experimental A	7.950	3.169	1.417
Medental	4.098	1.064	0.476
Idea	7.724	2.222	0.994
Experimental B	7.546	3.175	1.420

Power of performed test with alpha =0.050:0.661

The power of the performed test (0.661) is below the desired power of 0.800.

You should interpret the negative findings cautiously.

ANEXO B

The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference ($P=0.018$).

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor:

Comparison	Diff of Means	p	q	P<0.05
Harvard CC vs. Medental	6.008	6	5.484	Yes
Harvard CC vs. CC White	4.148	6	3.786	No
Harvard CC vs Exp. B	2.560	6	2.337	No
Harvard CC vs. Idea	2.382	6	2.174	No
Harvard CC vs. Exp. A	2.156	6	1.968	No
Exp. A vs. Medental	3.852	6	3.516	No
Exp. A vs. CC White	1.992	6	1.818	No
Exp. A vs. Exp. B	0.404	6	0.369	No
Exp. A vs. Idea	0.226	6	0.206	No
Idea vs. Medental	3.626	6	3.310	No
Idea vs. CC White	1.766	6	1.612	No