

78



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO
FACULTAD DE ODONTOLOGIA

"VALORACION DE ESCURRIMIENTO A CINCO MATERIALES DE RESTAURACION: AMALGAMA DENTAL, RESINA COMPUESTA, IONOMERO DE VIDRIO, IONOMERO DE VIDRIO MODIFICADO CON RESINA Y COMPOMERO"

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:
CIRUJANO DENTISTA
P R E S E N T A N :
ROCIO GARCIA CRUZ
MANUEL SOLARES ALVAREZ

DIRECTORA DE TESIS: C.D. PAULINA RAMIREZ ORTEGA
ASESOR DE TESIS: DCO. FEDERICO H. BARCELO SANTANA

2015 77



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

AGRADECIMIENTOS

Te doy las gracias Dios porque me haz permitido concluir con esta etapa tan importante en mi vida. Tu diestra siempre me ha sustentado, es por eso que te rindo honor.

Para mí, esto es la culminación de muchos años de estudio y ahora todo se resume en unas sencillas líneas, pero solo Dios sabe el esfuerzo que esto representa. También agradezco infinitamente la tolerancia, el ejemplo, el amor y el apoyo incondicional que he recibido por parte de mis Padres y de mi hermano; sin olvidar las enseñanzas que he recibido de parte de mis abuelos y de cada uno de mis familiares. A la Dra. Paulina Ramírez por su gran desempeño como académica, por ser ejemplo de perseverancia y de excelencia, por la grande paciencia y también por su confianza. Dedico un breve espacio a la memoria de mi primo Israel ya que dejó una huella imborrable en mi vida. De igual forma a todos ustedes que forman parte de mí. A Manuel por ser un excelente amigo, muchas gracias por tu apoyo. A mi prima Martha Elena ya que es un gran ejemplo de fe, entusiasmo, y me ha demostrado con su diletantismo por la perseverancia que todo es posible; y por supuesto, no puedo olvidar todo el apoyo que me ha brindado la Universidad, el gran privilegio que me honra el formar parte de esta máxima casa de estudios. Agradezco el haber conocido al Dr. Federico Barceló quien nos apoyó con sus conocimientos y dedicó parte de su tiempo durante toda esta investigación.

Gracias a todos ustedes por su apoyo

Atentamente Rocío

AGRADECIMIENTOS:

A Dios por mantenerme en este camino

A mis papás Sergio y Pilar por su amor incondicional, su apoyo y su ejemplo.

A mis hermanos Larissa y Sergio, por quien me esfuerzo para que sientan orgullo de mí.

A la memoria de Mariquita y Manolo; Josafat y Angelita, mis queridos abuelitos.

A mis tíos, primos y sobrinos.

A Karla.

A mis amigos, a Ili, Ramón, Gaby, Deby, Alma, Lety, Moy, Charchis y Nadine, Mariana, Oscar, Giovanni, Flor, Hiromi, Karina, David, Abel, Ana Luisa, Susy, Gaby, Isabelita, Chayito, Vero, Silvis; Omar y Elvia, Cancino, Gaby, Brenda, Raúl, Yolanda y Erika; Andrea, Sra. Lupita, Melody, Martha, Dona, Alfredo y Pilar; a Pao, Kari, a la memoria de mi padrino Hugo, a mi madrina Paty y Pepe; a mi padrino Memo y familia; Arq. Mauricio, Dra. Lidia, Paulina; gracias a Julisa; y en especial a Chío por todo su apoyo y entusiasmo para realizar éste trabajo.

A mis pacientes.

A mis maestros: Dra. Bandin, Dr. Gaytán, Dra. Ballesteros, Dr. Santos, Dr. Ríos, Dr Dufó, Dr. Jaime García (gran amigo), Dra Cervantes, Dr. Antonio Sánchez; gracias también al Dr. Federico Barceló por su gran apoyo, además de sus palabras de ánimo; y especialmente a la Dra. Paulina Ramírez Ortega por su paciencia, guía, apoyo y conocimientos, y sobretodo por su amistad incondicional, sin su ayuda no lo hubiera logrado.

A la Facultad de Odontología de la UNAM.

Manuel.

ÍNDICE

	Página
RESUMEN	
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I. MATERIALES DE RESTAURACIÓN	3
CAPÍTULO II. PROPIEDADES MECÁNICAS	14
CAPÍTULO III. REVISIÓN DE LA LITERATURA	27
INVESTIGACIÓN	32
DISCUSIÓN	64
CONCLUSIONES	70
BIBLIOGRAFÍA	72

RESUMEN

Este estudio se realizó con el propósito de conocer el porcentaje de escurrimiento y Módulo de Poisson de cinco materiales de restauración: Amalgama dental, Resina compuesta, Ionómero de vidrio, Ionómero de vidrio modificado con resina y Compómero, utilizados en la restauración de órganos dentales; tomando como referencia el comportamiento de la Amalgama dental, ya que a este material se le exige la prueba de escurrimiento en la Norma No. 1 de la ADA.

Los materiales fueron probados a 37° C y 45° C en una cabina con carga estática de acuerdo a la norma correspondiente. Encontramos que la Amalgama Dental fue el material que presentó mayor escurrimiento en ambas temperaturas; a 37°C el que menor escurrimiento presentó fue el Cemento de Ionómero de Vidrio, y a 45°C el que tuvo menor porcentaje fue el Compómero.

En cuanto a la valoración del Módulo de Poisson, que es la deformación en sentido transversal ante una carga compresiva, solo se pudo obtener en la Amalgama Dental, posiblemente por la naturaleza de su estructura, ya que en el resto de los materiales se manifestó un comportamiento elástico y como consecuencia una rápida recuperación. Se observó una contracción debida probablemente al cambio de temperatura entre la cabina de prueba y el medio ambiente, por lo que el diámetro original se vio disminuido cuando éste debería haber aumentado.

INTRODUCCIÓN

Existe en odontología una gran variedad de materiales restaurativos que ofrecen al Cirujano Dentista posibilidades para seleccionarlos de acuerdo a las necesidades del caso en particular. Si es necesario restaurar una zona en donde se requiera de un material que soporte las cargas masticatorias el material de mejor elección será la amalgama dental, que por sus propiedades físicas ofrece gran resistencia compresiva.

En otros casos en los que además de resistencia, se requieran ciertas cualidades estéticas, el material de elección será una resina compuesta, ya que reúnen estas dos características (resistencia compresiva y cualidades estéticas).

La disposición de los cementos de ionómero de vidrio, ofrece una buena opción en tratamientos dentales en los cuales se requiera el uso de un material que presente propiedades anticariogénicas, como es la liberación de fluoruro.

En años recientes, han aparecido en el mercado dental nuevos materiales que se han formulado para superar ciertas propiedades o deficiencias de los materiales ya existentes. Dentro de este grupo podemos señalar a los ionómeros de vidrio modificados con resina que reúnen las

cualidades de ambos materiales, dando como resultado un material de restauración con mejores propiedades.

En 1995 surgen los compómeros, éstos son considerados como un material híbrido de las resinas o composites y los ionómeros de vidrio.

Existen diversas pruebas que se utilizan para el control de calidad de los distintos materiales dentales. Las instituciones encargadas de reglamentar dichas pruebas son la Asociación Dental Americana (ADA) y la Organización de Estándares Internacionales (ISO).

Una de las pruebas realizadas a las amalgamas dentales es la de **escurrimiento** o **creep**, que mide el cambio de la longitud del material ante la aplicación de una carga. Esta prueba señala que si una carga compresiva es aplicada a un material, la deformación que está asociada se produce instantáneamente. La ADA en su especificación No.1 establece que el valor máximo de escurrimiento para amalgamas dentales es de 3%; sin embargo, para las resinas compuestas, ionómero de vidrio, ionómero de vidrio modificado con resina y compómero no existe control de escurrimiento, y esto es de importante consideración clínica ya que todos estos materiales se encuentran sujetos a cargas masticatorias y variaciones de temperatura.

Precisamente el objetivo de esta investigación fue estudiar el escurrimiento que presentan los 5 materiales de restauración mencionados.

CAPÍTULO I

MATERIALES DE RESTAURACIÓN

GENERALIDADES

AMALGAMA DENTAL

Se conoce como amalgamación a la mezcla de una aleación de plata, estaño, cobre y zinc (partículas de metal en estado sólido) con mercurio (metal líquido). Tradicionalmente, las amalgamas dentales eran el material de primera elección para las restauraciones dentales, especialmente para cavidades clase I y II. En años recientes este material ha sido desplazado por consideraciones antiestéticas, y aunque sigue siendo eficaz, lo han sustituido materiales más estéticos, los que a su vez poseen características físicas semejantes y a veces superiores a las de la amalgama. Desde un punto de vista histórico, las aleaciones contenían por lo menos 65% de peso de plata, 29% de peso de estaño y menos de 6% de peso de cobre (aleaciones de bajo contenido de cobre), composición cercana a la recomendada por G. V. Black en 1896. Durante la década de 1970 se produjeron muchas aleaciones para amalgama que incluían entre 6% y 30% de peso en cobre (aleaciones de alto contenido de cobre). Las partículas de la aleación tienen forma esférica o

irregular y antes de reaccionar con el mercurio se les denomina fase gama; el mercurio actúa como medio humectante en la superficie de las partículas creando una matriz cementante, al reaccionar entran las fases gama-1 y gama-2. La fase gama-1 es la reacción de la plata con el mercurio y la gama-2 es la reacción del estaño con el mercurio y ésta se relaciona con la fractura temprana y fallas de las restauraciones con amalgama dental, por lo que se introdujo un aumento en el porcentaje de cobre para reemplazar la fase gama-2 creando una fase cobre-estaño; el cobre disminuye la corrosión del estaño, evita un debilitamiento de la restauración, aumenta la resistencia a la compresión en la etapa inicial de la cristalización y en estudios clínicos se observa una mejor integridad marginal. Además, las amalgamas presentan otras ventajas considerables como su alta resistencia a la compresión y a la tracción, la formación de productos de corrosión que se crean en la interfase entre el diente y la restauración a medida que envejece la amalgama en la boca, los que al sellar la interfase disminuyen la filtración y la caries secundaria, bajo cambio dimensional y sencilla técnica de manipulación. Entre las desventajas de las restauraciones con amalgama dental encontramos que frecuentemente sufren corrosión y pigmentación en el ambiente bucal y también experimentan cambio anatómico por escurrimiento ante la aplicación de las cargas masticatorias ¹.

Las amalgamas dentales están reglamentadas bajo la Norma No. 1 de la ADA ("ANSI/ADA Specification 1 for Alloy for Dental Amalgam")², que determina que deben componerse de plata y estaño, y los otros componentes deben ser menores a éstos; y aunque ésta no emite especificación alguna para el bajo o alto contenido de cobre, se clasifican en:

1. Bajo contenido de cobre o convencionales.
2. Alto contenido de cobre: -de fase dispersa
 -unicomposicionales

RESINA COMPUESTA.

La resina compuesta empezó a usarse en la odontología como una alternativa en la restauración estética. Están formadas por una matriz orgánica (Bis-GMA), material de relleno (cuarzo, sílice coloidal o vidrios triturados) y un agente de unión (silano orgánico). Tienen elevadas propiedades físicas, alta resistencia a la abrasión, buena estética, buena estabilidad dimensional en boca y contracción de polimerización de aproximadamente 2 a 5% en volumen; son muy sensibles a la técnica de manipulación así como también requieren de prolongado tiempo de trabajo^{1,3}.

Las resinas compuestas se contemplan bajo la Norma No. 27 de la ADA ("Specification 27 for Resin-Based filling materials")⁴ y se clasifican en:

Convencional o de macrorrelleno. Se caracterizan por el tamaño relativamente grande de las partículas de relleno (cuarzo) de 8-12µm en promedio, su resistencia a la compresión es de cuatro a cinco veces mayor que los acrílicos sin relleno, el módulo de elasticidad es de cuatro a seis veces mayor y la resistencia a la tracción se duplica, se reduce la contracción de polimerización y la expansión térmica. Este tipo de resinas contiene de 60 a 70% de relleno en volumen. Su principal desventaja clínica es la superficie rugosa como resultado del desgaste abrasivo de la matriz blanda de resina que deja al descubierto las partículas duras más resistentes. Al pulir la restauración, se produce una superficie rugosa, así como también la originan el cepillado dental y el desgaste masticatorio. Estos materiales tienen tendencia a la pigmentación y no son adecuadas para las restauraciones de dientes anteriores debido a la baja estética que presentan¹.

Microrrelleno. El promedio del tamaño de partícula de relleno es de 0.04- 0.4µm y contienen partículas de sílice coloidal. Este tipo de resinas tiene

propiedades físicas y mecánicas inferiores a las convencionales, con excepción de la resistencia a la compresión. Presentan mayor sorción acuosa, mayor coeficiente de expansión térmica y disminución del módulo elástico. Tienen importantes propiedades mejoradas y proporcionan un terminado de superficie lisa, el potencial de fractura en clases II y IV es mayor y contienen de 70 a 80% de relleno por volumen ¹.

Partículas pequeñas. Tienen partículas de relleno más pequeñas que las resinas convencionales (1-15µm en promedio), contienen aproximadamente 70% de relleno en volumen, principalmente vidrios con metales pesados. Buscan aproximarse a la superficie lisa que se obtiene con los compuestos de microrrelleno, además de mejorar las propiedades físicas y mecánicas de las convencionales; la resistencia a la compresión y el módulo elástico supera a las convencionales, así como la resistencia a la tracción es del doble que las de microrrelleno y cerca del 50% mayor que las convencionales. Su gran resistencia compresiva las sugiere para usarse bajo carga extrema y abrasión, como en clase II y IV ¹.

Híbridas compuestas. Surgen en un esfuerzo por obtener superficies más lisas que las resinas de partículas pequeñas. Constan de sílice coloidal y

partículas de vidrio que contienen metales pesados, el contenido total es de cerca de 75 a 80% de peso y el tamaño de sus partículas de relleno mide en promedio 0.6-1.0 μ m. Las propiedades físicas y mecánicas se sitúan entre las resinas convencionales y las de partículas pequeñas. Por su superficie lisa y buena resistencia, estos compuestos tienen un amplio uso en restauraciones de dientes anteriores, incluyendo las restauraciones de clase IV ¹.

IONÓMERO DE VIDRIO.

El cemento de ionómero de vidrio de base acuosa, o también conocido como cemento de polialquenoato de vidrio es un material híbrido, formado por la combinación del polvo de silicato con el ácido poliacrílico del cemento de policarboxilato ^{5,6}. La razón de esta combinación fue unir las ventajas que estos materiales ofrecían por separado y obtener así un material de mejores cualidades, por ello, el ionómero de vidrio actualmente es un material de extensa aplicación y grandes ventajas.

Están contemplados como cementos dentales de base acuosa por la especificación No. 96 de la ADA ("Specification 96 for Dental Water-Based cements") ⁷ y se clasifican como:

- I. agente cementante
- II. bases-forros

III. material de restauración.

Presentan reacción de fraguado ácido-base; la composición del polvo es vidrio de aluminio y sílice con un alto contenido de fluoruro, el líquido está compuesto por ácido poliacrílico o ácido polialquénico, copolímeros, ácido itacónico y ácido tartárico o maléico ⁸.

Los ácidos producen radicales libres que facilitan la adhesión del cemento al diente, principal ventaja de éste material. La unión química o específica a los tejidos dentarios se debe al intercambio iónico entre los grupos carboxilo del ionómero y el calcio del diente, como consecuencia de esta unión presenta resistencia a la microfiltración. Otra gran ventaja de los ionómeros de vidrio es la constante liberación de iones fluoruro (inclusive durante años) que son absorbidos por la sustancia dental adyacente y le permite ser un material anticariogénico ^{5,6}.

Además, los ionómeros tienen un coeficiente de expansión térmico similar al del diente, por lo que ofrecen adecuada estabilidad dimensional y son altamente biocompatibles con el tejido dentario ⁵.

Por otro lado, presentan considerables desventajas con respecto a otros materiales de restauración: su reacción de fraguado es muy susceptible a la deshidratación y captación de agua ³. El fraguado inicial se puede alcanzar a los cuatro minutos en que ya es posible quitar la matriz y proceder al recorte

de los excedentes de la restauración recién colocada; sin embargo, son altamente solubles en los líquidos bucales y tienen baja resistencia a la compresión. Además, requieren de excelente manipulación para aprovechar sus cualidades (la variación en la proporción polvo-líquido influye en sus propiedades), y a pesar de tener diferentes tonalidades, estéticamente son insuficientes.

Aproximadamente el 24% del cemento fraguado es agua y al menos hasta que la formación de las cadenas de aluminio y poliacrilato esté bien adelantada, puede ser absorbida más agua por las cadenas de calcio y poliacrilato solubles al agua. Alternativamente, si al cemento se le deja permanecer expuesto al aire, el agua se perderá. Este problema de la absorción o pérdida de agua, es decir equilibrio hídrico, probablemente es el problema más importante y menos conocido de este grupo de cementos^{3,5}.

IONÓMERO DE VIDRIO MODIFICADO CON RESINA.

Los ionómeros de vidrio modificados con resina fueron creados para mejorar las propiedades físicas y el manejo clínico de los ionómeros de vidrio convencionales.

Contienen un polvo con cristal de fluor-alumino silicato radiopaco y un líquido que es una solución acuosa de ácido polialquénico modificado

sensible a la luz, y presentan una variación en el porcentaje de sus componentes (el ionómero de vidrio modificado con resina tiene mayor cantidad de ionómero de vidrio y una pequeña cantidad de composite).

Las principales ventajas que presenta el ionómero de vidrio modificado con resina son la adhesión a la estructura dental (adhesión específica), la constante liberación de fluoruro (propiedad anticariogénica) y mayor biocompatibilidad ⁹.

Este material presenta dos formas de endurecimiento: una por medio de polimerización y una reacción ácido-base ⁶.

El ionómero de vidrio modificado con resina tiene mayor resistencia a la compresión y soporta mayor carga que el ionómero convencional por ser menos soluble, pero presenta menor resistencia a la compresión y flexión que las resinas al ser más soluble que éstas. También, presenta menor liberación de fluoruro que el ionómero convencional; sin embargo, lo supera estéticamente sin alcanzar el nivel obtenido con las resinas ⁹. Está indicado para restauraciones de clase III y V, abrasiones y erosiones cervicales, cavidades de clases I y II en dientes decíduos, reparación temporal en dientes fracturados, defectos de llenado en preparaciones para corona, reconstrucción de muñones (existiendo la mitad de la corona) y como forro. Es compatible con los materiales de impresión convencionales ⁹.

COMPÓMERO.

Los compómeros surgen a partir de la búsqueda de nuevos materiales restaurativos estéticos. Son la combinación de composite (72% en peso aproximadamente) con ionómero de vidrio (28% aproximado), aprovechando las ventajas que cada material ofrece particularmente ¹⁰. La principal propiedad de los compómeros, además de una alta y constante liberación de fluoruro (propiedad anticariogénica) es la adhesión específica al esmalte y dentina, lo que les permite tener buen ajuste en los márgenes y presentar baja contracción; sufren mínima abrasión debido al mayor porcentaje de resina que contienen, esto con respecto a los Ionómeros de vidrio modificados con resina ^{3,10}.

Los compómeros están indicados para restaurar cavidades clase V (cavidades cervicales, erosiones radiculares y defectos cuneiformes), clase III, dientes decíduos y para obturaciones intermedias de clase I y II ^{3,10}. Se componen de resina UDMA (dimetacrilato de uretano), ácido TCB (ácido tetracarboxílico) y vidrio de estroncio principalmente; y presentan endurecimiento tanto de los composites (polimerización de radicales) como de los Ionómeros de vidrio (reacción ácido-base) ^{6,10}.

Son materiales fácil y rápidamente manipulables; ofrecen multicromaticidad, permitiéndoles excelente estética (muy similar a la de las resinas), con superficie lisa para un pulido óptimo ³.

Las pruebas de los fabricantes indican que los compómeros presentan mayor resistencia compresiva, traccional y transversa, que los Ionómeros de vidrio o los Ionómeros de vidrio modificados con resina, y menor que las resinas compuestas. Aún sin grabado ácido o uso de algún adhesivo, presentan adhesión al tejido dentario; sin embargo el uso de adhesivos puede incrementar la fuerza de adhesión por sobre 20 MPa que representa un valor comparable al de las resinas compuestas ¹⁰. Los compómeros son biocompatibles, hipoalergénicos y no son mutagénicos ³.

CAPÍTULO II

PROPIEDADES MECÁNICAS

En el momento de realizar algún tipo de tratamiento clínico dental, son varios los parámetros que deben considerarse, debido a las múltiples opciones y requerimientos de cada caso en particular. Además de las diferentes posibilidades que ofrecen los materiales de restauración, es necesario tomar en consideración que en la boca existen una serie de fenómenos naturales que van a repercutir en las propiedades físicas y mecánicas de dichos materiales. Por ejemplo, en los movimientos de la masticación surgen diferentes tensiones que pueden provocar el desajuste de la restauración. El escurrimiento es uno de estos fenómenos que resulta en los materiales por ejercer dichas tensiones.

Consideramos que es necesario, además de valorar el diagnóstico, conocer toda la serie de fenómenos físicos y mecánicos que presentan los materiales para poder dar un buen plan de tratamiento y ofrecer a nuestros pacientes una solución que cumpla con las expectativas y necesidades que presente.

Algunos de los conceptos que se relacionan con las propiedades físicas de los materiales empleados en esta investigación se citan en los siguientes párrafos.

CONCEPTOS BÁSICOS

SÓLIDOS CRISTALINOS. Dentro de los materiales dentales todos los metales y la gran mayoría de los materiales cerámicos son cristalinos; este término se aplica cuando se logra un mayor acomodamiento de las distancias interatómicas en una estructura lo más compacta posible. El tipo de estructura cristalina depende únicamente del tamaño de los átomos. Casi todos los metales y gran parte de los materiales cerámicos se encuentran en estado sólido a temperatura y presión normales es decir, que los átomos que los componen están firmemente unidos entre sí manteniendo una distancia con respecto a sus vecinos, dando como resultado una estructura regular, ordenada o cristalina. En estado sólido, los átomos se combinan de manera que se asegura un mínimo de energía interna ^{1,11}.

RETICULADO ESPACIAL. Los sólidos cristalinos forman estructuras geométricas imaginarias que se denominan Reticulados Espaciales, que se asemejan a redes ordenadas regularmente en el espacio. Los átomos o moléculas están ubicados a distancias interatómicas uniformes y constantes. Para clasificar las figuras geométricas que pueden formarse, Bravais propuso el siguiente sistema:

SISTEMAS CRISTALINOS:

- Cúbico
 - Ortorrómbico
 - Hexagonal
 - Tetragonal
 - Triclínico
 - Monoclínico
 - Romboédrico
- { Simple
A cuerpo centrado
A cara centrada

En odontología, existen materiales que cristalizan en cualquiera de estos sistemas, pero la gran mayoría de ellos lo hacen en el cúbico o el hexagonal^{1,11}.

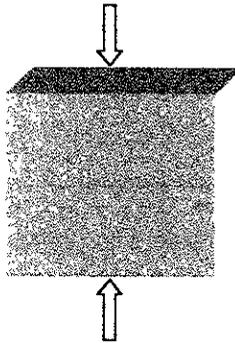
SÓLIDOS AMORFOS. Muchos sólidos no son cristalinos. Sus estructuras no están compuestas por unidades tridimensionales repetitivas de átomos. Son estructuras que solidifican como materiales amorfos, lo que

significa que las moléculas se distribuyen al azar. No tienen temperatura de fusión definida; se ablandan de manera gradual a medida que la temperatura se eleva y se endurecen a medida que se enfrían. Dentro de los materiales dentales se incluyen muchos polímeros de peso molecular elevado, así como vidrios de base oxidada y algunos compuestos inorgánicos como las ceras y modelinas ¹.

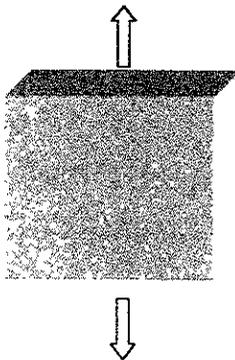
CARGA. Son fuerzas externas aplicadas sobre un cuerpo de manera constante por un tiempo arbitrario; se les conoce como cargas estáticas. Por el contrario, las cargas dinámicas se generan de forma inconstante durante diferentes momentos. Las cargas durante la masticación no son de tipo estático ¹.

TENSIÓN Al oponerse los átomos de un cuerpo a ser desplazados mediante la aplicación de una carga, generará tensión, que es la resistencia interna del cuerpo a ser modificado o deformado. Los materiales de restauración dental sufren cargas y generan tensiones ¹¹.

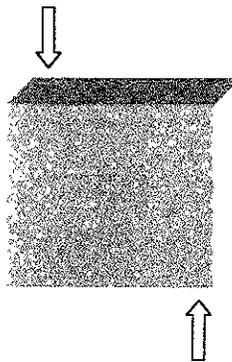
TENSIÓN POR COMPRESIÓN. La carga está constituida por dos fuerzas de igual dirección actuando sobre una misma recta y en sentido contrario tendiendo a disminuir la longitud del cuerpo (comprimirlo) ¹¹.



TENSIÓN POR TRACCIÓN. Dos fuerzas de igual dirección tienden a alargar un cuerpo (estirarlo o traccionarlo) ¹¹.



TENSIÓN TANGENCIAL. Este tipo de tensión es inducida por la aplicación de cargas en sentido contrario, pero no actuando en la misma dirección, sino en direcciones próximas y paralelas. Lo que este tipo de carga tiende a producir es un desplazamiento de un sector del cuerpo con respecto al otro ¹¹.



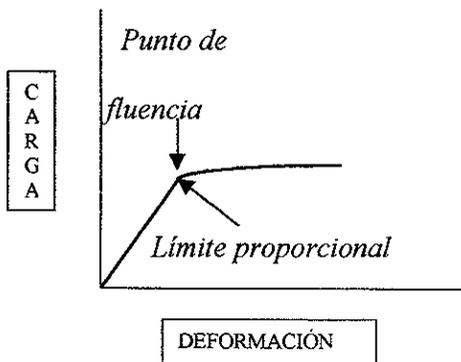
TENSIONES COMPLEJAS. Cuando estiramos un cuerpo éste no solo se alarga sino que simultáneamente se hace más delgado, o sea, que es como si hubiera sido comprimido en otra dirección. Las tensiones complejas son la combinación de todos los tipos de tensiones fundamentales ¹¹.

TENSIÓN/DEFORMACIÓN. A cada aumento de tensión corresponde un aumento proporcional de deformación. Si se duplica la tensión lo mismo

sucedará con la deformación; por lo tanto, esta proporción se mantiene constante. Cuando la tensión es superada, la proporción se pierde, la deformación aumenta a un ritmo más veloz hasta que se produce la ruptura ante tal tensión ¹¹.

LEY DE HOOKE. Las tensiones inducidas son proporcionales a las deformaciones producidas hasta una tensión máxima, que se denomina **límite proporcional** y de ello se deduce que límite proporcional es la tensión máxima que puede inducir un material sin que se pierda la proporcionalidad entre tensión y deformación (Ley de Hooke) ¹¹.

LEY DE HOOKE



LÍMITE ELÁSTICO. Es la mayor tensión a la que puede someterse un material, la cual una vez liberada la carga, permite que el material recobre sus dimensiones originales ¹.

ELASTICIDAD. Si se induce una tensión dentro de la primera zona (igual o inferior al límite proporcional) el material experimenta una deformación. Si esa tensión se retira (se deja de aplicar la carga), puede observarse que también la deformación desaparece, es decir que el material se ha comportado elásticamente ¹¹.

RESISTENCIA A LA DEFORMACIÓN. También se conoce como resistencia a la fluencia y es la fuerza que es necesaria para inducir la deformación ¹¹.

DEFORMACIÓN PERMANENTE. Si la tensión inducida supera el valor del límite proporcional, al retirarla puede observarse que el material se recupera elásticamente; si no lo hace en forma total y queda una deformación, se dice que es una deformación permanente ¹¹.

RESISTENCIA FINAL. Es la máxima tensión requerida para fracturar una estructura ¹.

FRACTURA. La distancia interatómica aumenta si los átomos se desplazan por una fuerza que los separa totalmente y se produce la rotura o fractura ¹.

FLEXIBILIDAD. Se define como la deformación que se presenta cuando el material se somete a tensión hasta su límite proporcional ¹.

RESILIENCIA. Es la cantidad de energía absorbida por una estructura cuando se somete a tensión sin exceder su límite proporcional o ser deformado elásticamente ^{1,11}.

MÓDULO DE ELASTICIDAD. Es cualquier valor de tensión igual o menor que el límite proporcional con su correspondiente valor de deformación y se obtiene una constante de proporción conocida como módulo de elasticidad o de Young ¹.

GRÁFICA TENSIÓN - DEFORMACIÓN



TENACIDAD. Se define como la energía que se requiere para fracturar un material. Si un material es fuerte es tenaz, se dice de aquella estructura cuyas partes son difíciles de separar ¹¹.

RIGIDEZ. Resistencia que opone un cuerpo a los cambios de forma. Es sinónimo de inflexibilidad ^{11,12}.

FRAGILIDAD. Es lo opuesto a tenacidad, un material frágil es propenso a la fractura; el concepto fragilidad indica ausencia de deformación permanente ¹¹.

DUCTILIDAD. Es la capacidad que tiene un material para soportar la deformación permanente bajo una carga de tracción sin romperse ¹.

MALEABILIDAD. Es la capacidad que tiene un material de deformarse de manera permanente sin romperse bajo cargas compresivas ¹¹.

ESCURRIMIENTO. Si un material sólido se somete a una temperatura cercana a su punto de fusión y se sujeta a una fuerza aplicada de manera constante, la deformación consecuente aumenta en función del tiempo ¹.

ESCURRIMIENTO ESTÁTICO. Es la deformación dependiente del tiempo que se produce en un sólido completamente fraguado cuando se somete a un esfuerzo constante ¹.

ESCURRIMIENTO DINÁMICO. Cuando la tensión inferior al límite proporcional se aplica en breves lapsos pero en forma repetida. Después de un

cierto número de veces que ha actuado la tensión puede verificarse en un material viscoelástico una deformación permanente que se denomina creep dinámico ¹¹.

VISCOELASTICIDAD. En muchos materiales, especialmente a temperaturas elevadas (más aun cuando son cercanas a la temperatura de fusión) si la tensión inferior al límite proporcional se mantiene durante un tiempo prolongado (minutos, horas, días según el material) al retirarla se comprueba una deformación residual, es decir permanente. Evidentemente esa deformación no coincide con un comportamiento elástico que se supone debería tener el material, sino más bien con un comportamiento viscoso (los fluidos viscosos se deforman permanente y progresivamente cada vez más y en función del tiempo de aplicación de la fuerza y no en función del aumento de ésta, es decir, fluyen). Cuando en un material se verifica este comportamiento se dice que es viscoelástico (parcialmente viscoso y parcialmente elástico) o anelástico ¹¹.

DUREZA. Es la resistencia que ofrece el material a que se le haga una indentación permanente ¹¹.

MÓDULO DE POISSON. Para mover un átomo o una molécula hacia abajo y hacia fuera durante la deformación, tienen que estar presentes tensiones y deformaciones tangenciales. Si se coloca un cilindro de cualquier tipo de material (no cristalino) entre los molientes de una máquina de prueba y se ejerce presión sobre los extremos del cilindro, la carga se resistirá ante todo por tensiones de compresión. Sin embargo como no hay carga sobre los costados del cilindro, estos se deforman hacia fuera. Como esta deformación aumenta el diámetro de la muestra, ella equivale a la deformación por tracción. Para producir tal deformación, los átomos o moléculas individuales tienden a desplazarse hacia abajo y hacia fuera, en consecuencia hay tensión tangencial ¹.

CAPÍTULO III

REVISIÓN DE LA LITERATURA

ANTECEDENTES

Osborne realizó un estudio a 8 amalgamas convencionales para obtener los valores de escurrimiento de éstas, modificando el tiempo de trituración a 5, 8, 11, 14 y 18 segundos, siendo 16 segundos en la mayoría de los casos el tiempo indicado por los fabricantes. Los resultados evidenciaron que la variación del tiempo de trituración de las amalgamas convencionales influyó directamente aumentando el porcentaje de escurrimiento ¹³.

Por el contrario, en un estudio realizado por Murchison ⁽¹⁴⁾, fueron seleccionadas 4 marcas de amalgama dental pertenecientes a la clasificación de amalgamas con alto contenido de cobre para valorar el porcentaje de escurrimiento. Se formaron tres grupos, los del primer grupo se trituraron durante el tiempo indicado por el fabricante, el segundo grupo con incremento del tiempo de trituración de 100% para sobretrituración, y el tercer grupo con

disminución del 50% para bajo tiempo de trituración. Los resultados de este estudio mostraron que la variación del tiempo de trituración de las amalgamas dentales con alto contenido de cobre no influyó significativamente y se presentó un ligero incremento en el valor del porcentaje de escurrimiento que no repercute en las propiedades mecánicas de éstas, como sucedió en el estudio realizado por Osborne, con amalgamas convencionales ¹³.

Holland ¹⁵, realizó un estudio para valorar el escurrimiento y la resistencia compresiva de diferentes amalgamas dentales. En el estudio observó, que al modificar el tiempo de trituración, así como la proporción mercurio-aleación de amalgama y la presión de condensación, las amalgamas presentaron incremento en el valor de escurrimiento y al mismo tiempo disminución de la resistencia compresiva.

Por otro lado, Cock llevó a cabo un estudio con 6 resinas de diferentes marcas comerciales y de diferentes características (dos de las cuales eran fotocurables y el resto de activación química, con diferentes tipos de partículas de relleno y con diferente porcentaje de relleno en masa) para valorar el escurrimiento de éstas. Se prepararon en grupos de diez muestras cilíndricas. Las resinas autocurables fueron manipuladas de acuerdo a las instrucciones

del fabricante y las fotocurables fueron sometidas a periodos de 2 x 60 seg. de irradiación. Los extremos de las muestras fueron pulidos para asegurar el paralelismo de las superficies. Las muestras se colocaron en agua a 37°C durante 7 días y después fueron cubiertas por una capa delgada de vaselina para minimizar la fricción lateral. Las resinas fueron sometidas a cargas constantes (rangos de 25 a 200 MN/m²) por períodos de tiempo de 10⁵ seg. En el estudio se demostró que todos los materiales se deformaron progresivamente ¹⁶.

En un estudio similar, Papadogiannis ¹⁷, observó el comportamiento de escurrimiento de cinco cementos de ionómero de vidrio para obturación y un cemento de ionómero de vidrio modificado (Cermet). Las muestras se almacenaron en agua a 37°C durante una semana y después fueron sometidas a una carga constante de 2.47×10^{-4} Nm durante 3 horas para después obtener los valores de las curvas de escurrimiento a 21, 37 y 50°C. Todos los cementos estudiados mostraron un comportamiento lineal de visco-elasticidad a bajas deformaciones, además de comprobar que el incremento de temperatura influyó en el comportamiento de escurrimiento de los materiales, acentuándose a 50°C y existió deformación permanente.

En cuanto a los cementos de ionómero de vidrio modificado con resina podemos señalar que existen reportes en la literatura acerca de sus indicaciones y beneficios con relación a la liberación de fluoruro como lo referido por Christensen, quien hace alusión a la actividad anticariogénica del material especialmente en pacientes pediátricos y geriátricos; sin embargo, no encontramos reportes donde se hayan practicado pruebas de escurrimiento a estos cementos ⁹.

De igual manera a los compómeros se les han aplicado diversas pruebas físicas para conocer sus cualidades, pero tampoco encontramos reportes en la literatura donde se demuestre que se han sometido a pruebas de escurrimiento.

En una investigación realizada a compómeros, se colocaron un total de 41 restauraciones de éstos en cavidades clase I y II, y 64 restauraciones en clase V en dientes permanentes. Los parámetros evaluados fueron: terminado de la superficie, contorno superficial, color, índice gingival, caries secundaria e integridad marginal. Todas las restauraciones fueron retenidas. No se notó hipersensibilidad o problemas pulpares. No se presentaron signos clínicos de microfiltración ¹⁸.

Hay que tener presente que la integridad marginal y el terminado de la superficie se relacionan con el escurrimiento que puedan presentar los compómeros, pero éste aún no se ha valorado en ellos.

INVESTIGACIÓN

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Existen reportes en la literatura de las pruebas de escurrimiento aplicadas a amalgamas dentales, resinas compuestas y a ionómeros de vidrio; materiales que pueden utilizarse para restaurar dientes posteriores los cuales están sometidos a cargas durante la masticación.

Actualmente, además de estos materiales, también se están utilizando los compómeros como una alternativa para la restauración de dientes en Odontopediatría.

Todos estos materiales presentan escurrimiento y por lo tanto deformación plástica; característica por la que puede provocarse el desajuste de la restauración, y que se presenta en mayor grado cuando esta abarca la zona interproximal.

Como existen antecedentes de las pruebas realizadas a amalgamas dentales, resinas compuestas y cementos de ionómero de vidrio, consideramos que es necesario aplicar estas pruebas a los nuevos materiales

(ionómero de vidrio modificado con resina y compómeros) para conocer su comportamiento físico, ya que son una alternativa en la restauración dental.

JUSTIFICACIÓN

Existen materiales dentales que se emplean en odontología restaurativa de manera elemental, como son amalgamas dentales y resinas compuestas. Otros materiales como ionómero de vidrio, ionómero de vidrio modificado con resina y compómeros tienen indicaciones más específicas debido a las limitaciones propias de estos, como pueden ser bajas propiedades físicas y estética limitada.

Debido a las propiedades viscoelásticas inherentes a los materiales con base polimérica, éstos presentan escurrimiento o creep, lo que trae como consecuencia el desajuste de la restauración en cavidades clase II, principalmente por la deformación plástica en sentido horizontal del material (Módulo de Poisson). Por lo que es importante hacer la valoración de escurrimiento de los materiales comparándolos con la amalgama dental.

HIPÓTESIS

Las resinas compuestas, ionómeros de vidrio, ionómeros de vidrio modificado con resina y los compómeros presentarán escurrimiento cuando se sometan a carga estática a 37°C y será mayor cuando ésta se aplique a 45°C; y tendrán mayor escurrimiento que las amalgamas dentales.

OBJETIVO GENERAL

Estudiar el comportamiento físico de escurrimiento de cinco diferentes materiales de restauración dental (resina compuesta, ionómero de vidrio, ionómero de vidrio modificado con resina y compómero), tomando como referencia el comportamiento de escurrimiento de la amalgama dental

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar el porcentaje de escurrimiento de amalgama dental, resina compuesta, ionómero de vidrio, ionómero de vidrio modificado con resina y compómero a 37°C y a 45°C.
- Determinar el Módulo de Poisson como medida de deformación plástica de amalgama dental, resina compuesta, ionómero de vidrio, ionómero de vidrio modificado con resina y compómero a 37°C y a 45°C.

POBLACIÓN DE ESTUDIO Y MUESTRA.

La población de estudio de ésta investigación fueron: la amalgama dental, resina compuesta, cemento de ionómero de vidrio, cemento de ionómero de vidrio modificado con resina y compómero.

La muestra estuvo constituida por:

- Aleación para amalgama Luxalloy (Degussa, Alemania) predosificada.
- Ionómero de vidrio Fuji II (GC Corporation).
- Ionómero de vidrio modificado con resina Vitremer (3M).
- Resina compuesta fotopolimerizable Z-100 (3M).
- Compómero F2000 (3M).

CRITERIOS DE INCLUSIÓN:

- Amalgama de alto contenido de cobre (Luxalloy).
- Ionómero de vidrio convencional (Fuji).
- Resina compuesta híbrida (Z-100 Restorative).
- Ionómero de vidrio modificado con resina (Vitremmer).
- Compómero (F2000).

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN:

- Amalgama dental convencional.
- Cualquier amalgama dental de alto contenido de cobre que no sea Luxalloy.
- Cualquier ionómero de vidrio convencional que no sea Fuji.
- Cualquier resina compuesta diferente a Z-100.
- Cualquier ionómero de vidrio modificado con resina diferente a Vitremmer.
- Cualquier marca de compómero diferente a F2000.

MATERIALES.

- Amalgamador mecánico Mixomat (Degussa, Alemania).
- Hacedor de muestras (según la especificación No. 1 de la ADA) de 6mm de longitud x 4 mm de diámetro.
- Cabina con control de temperatura y carga adecuada para la prueba de escurrimiento (según la Norma de la ADA No. 1).
- Hacedores de muestras (según Normas No. 27 y 96 de la ADA) de 6mm de longitud x 4 mm de diámetro.
- Lámpara para fotopolimerizar (Visilux, 3M).
- Lentes con filtro para protección.
- 2 laminillas, cada una con suficiente área para cubrir el extremo del molde cilíndrico.
- Película de poliéster que deje pasar la radiación $50\pm 30\mu\text{m}$.
- Espátula de plástico.
- Aceite de silicón.
- Pincel
- Loseta de vidrio de 20 mm de grosor.
- Espátula para cemento (Tarno, USA).
- Tornillo micrométrico (Mitutoyo, Japan).

- Aparato para aplicar carga en la elaboración de las muestras (fabricado en la Facultad de Ingeniería de la U.N.A.M).
- Papel de carburo de silicio No. 400.
- Cronómetro
- Estufa Hanau.
- Cabina para almacenar muestras con control de temperatura.

METODOLOGÍA

El procedimiento que seguimos para la prueba de escurrimiento está determinado por la especificación No. 1 de la ADA. Todos los materiales se manipularon de acuerdo a las instrucciones del fabricante. Se elaboraron 10 muestras de cada material y se formaron dos grupos de 5 muestras cada uno; un grupo fue sometido a la prueba a 37°C y el otro a 45°C, los especímenes se almacenaron a $37\pm 1^\circ\text{C}$ durante 7 días. Antes de someter la muestra a la carga medimos y registramos la longitud axial de cada espécimen como la longitud original, aplicamos carga de 36 MPa continuamente durante cuatro horas. El cambio de la longitud entre la 1ª hora y la 4ª hora, fue leído y registrado, y el escurrimiento se calculó como se observa a continuación: el porcentaje de escurrimiento equivale al cambio de longitud entre la 1ª y la 4ª hora dividido entre la longitud original multiplicado por 100. Se registró el promedio de escurrimiento para los dos grupos lo más cercano a 0.1%.

Las muestras de amalgama se prepararon empleando el hacedor de muestras del diagrama (Fig. 1)

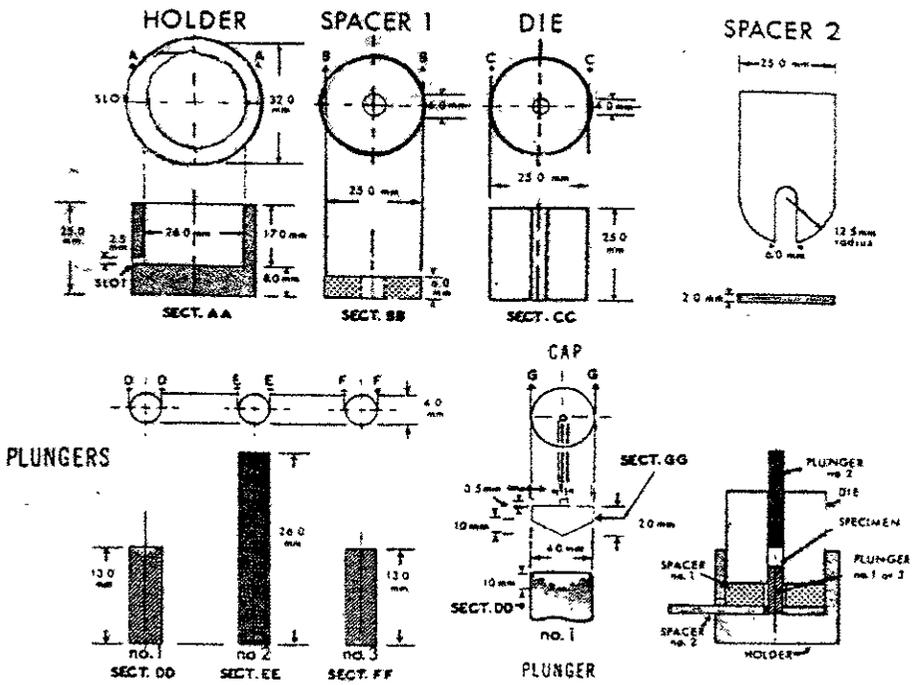


Fig. 1

La aleación para amalgama con que se elaboraron las muestras se trituró en un amalgamador Mixomat, durante el tiempo señalado por el fabricante. Una vez triturada la amalgama se siguió el siguiente esquema para la obtención de la muestra:

Fin de la trituración	00 seg
Colocación de la masa triturada en el molde y aplicación de 14 megapascuales de presión.	30 seg
Soltar la carga y quitar el espaciador No.2 a	45 seg
Sustituir la carga a	50 seg
Soltar la carga a	90 seg
Cepillar el mercurio y expeler el espécimen	120 seg

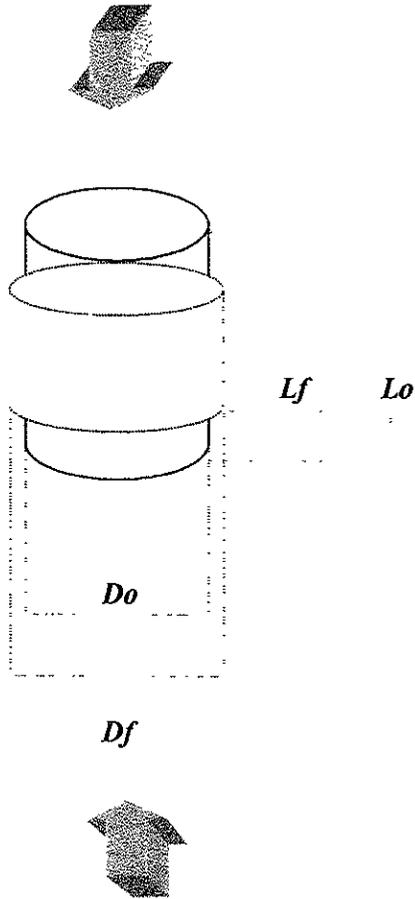
El procedimiento para la preparación de las muestras de resina compuesta, ionómero de vidrio modificado con resina y compómero fue de acuerdo a la Norma No. 27 de la ADA. Colocamos sobre una de las laminillas una tira de celuloide y sobre ésta el molde hacedor de muestras, el cual se llenó sobreobturándolo con el material de prueba, teniendo cuidado de eliminar las burbujas de aire, se colocó una segunda tira de celuloide en la superficie del molde y a su vez la segunda laminilla, llevando ésto a una prensa empleándola de tal forma que saliera el excedente por los extremos, posteriormente retiramos las laminillas y fotocuramos durante 40 seg. por ambos lados del molde dejando solo las tiras de celuloide. Retiramos la muestra del molde después de completar el curado (180 ± 20 seg.) y suavemente se retiró el material sin curar con una espátula de plástico.

Para la preparación de las muestras de los cementos de ionómero de vidrio seguimos los lineamientos establecidos en la especificación número 96 de la ADA. Manipulamos el cemento de ionómero de vidrio de acuerdo a las instrucciones del fabricante. Obtenida la mezcla del cemento fue llevada al hacedor de muestras en donde se empacó y prensó, habiendo utilizado previamente el celuloide y las laminillas, y a partir del final de la mezcla se contaron 120 seg. para trasladarlo a la estufa Hanau ($37 \pm 1^\circ\text{C}$ y 90% de

humedad relativa) donde permanecieron durante 1h. Se retiraron de la estufa y se alisaron las orillas de la muestra utilizando papel de grano 400 de carburo de silicio. Se removió la muestra del molde y se revisó la superficie visualmente, descartándose cualquier defecto.

COEFICIENTE DE POISSON.

Coefficiente de Poisson = razón de la deformación transversal a la deformación axial ¹⁹



L_o = Longitud original

L_f = Longitud final

D_o = Diámetro original

D_f = Diámetro final

fig. 2

A cada espécimen se le tomó la medida original de la longitud (l^0) y diámetro (d^0) de la muestra antes de colocar la carga estática constante (de acuerdo a la prueba de escurrimiento o “creep”). Después de la prueba, se tomaron las medidas finales de longitud y diámetro (l^f , d^f). Se midió con aproximación de .001mm.

La diferencia entre diámetro final y diámetro original (d^f-d^0) fue tomada como coeficiente de Poisson. Se hicieron determinaciones a 37°C y 45°C.

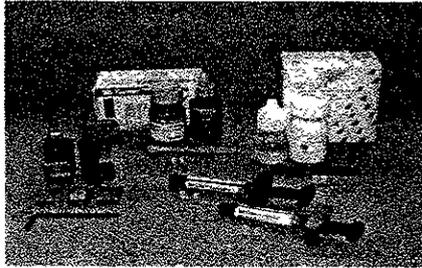


FOTO No.1. Materiales empleados y hacedores de muestras.

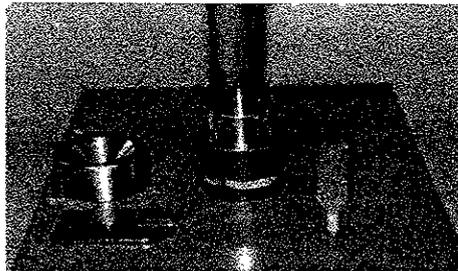


FOTO No.2. Amalgama dental y hacedor de muestras.

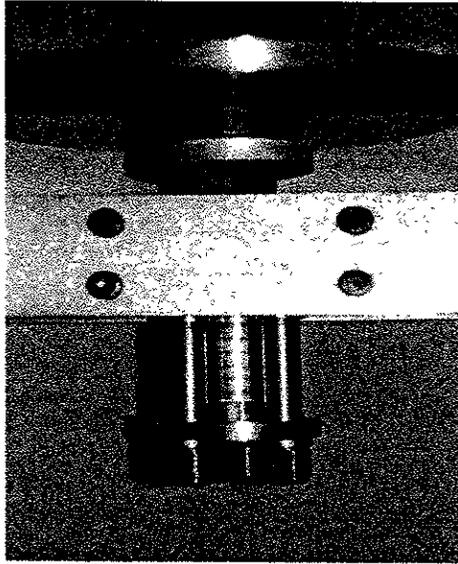


FOTO No. 3. Muestra de amalgama dental bajo carga estática.

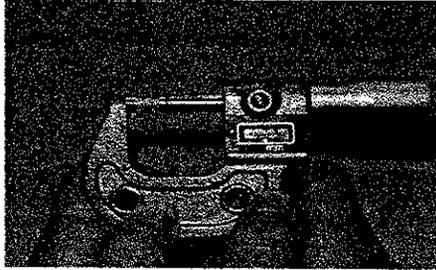


FOTO No. 4 Tornillo micrométrico midiendo muestra posterior a la aplicación de la carga (prueba de escurrimiento).

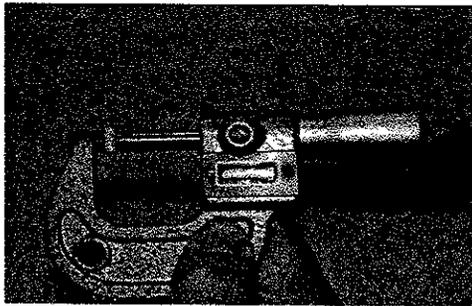


FOTO No. 5. Tornillo micrométrico midiendo la muestra posterior a la carga aplicada (Módulo de Poisson).

RESULTADOS

Amalgama Dental Luxalloy

Naturaleza del material AMALGAMA DENTAL

Marca comercial LUXALOY

Fabricante DEGUSSA A. G.

Fecha de elaboración NO SE INDICA

Fecha de caducidad NO SE INDICA

No. De Lote 3011007 /12

Instrucciones de uso PROPORCIONADAS POR EL FABRICANTE

TEMPERATURA 37°C

MUESTRA	LONGITUD ORIGINAL	LONGITUD INICIAL	LONGITUD FINAL	% ESCURRI-MIENTO
1	6.905	6.893	6.867	0.376
2	7.887	7.868	7.844	0.304
3	7.658	7.635	7.612	0.300
4	7.733	7.710	7.700	0.129
5	7.890	7.850	7.826	0.304
PROMEDIO				0.282

TEMPERATURA 45°C

MUESTRA	LONGITUD ORIGINAL	LONGITUD INICIAL	LONGITUD FINAL	% ESCURRI-MIENTO
1	8.187	8.176	8.132	0.537
2	7.725	7.707	7.683	0.310
3	7.617	7.589	7.546	0.564
4	7.966	7.942	7.913	0.364
5	7.493	7.476	7.449	0.360
PROMEDIO				0.427

Resina Compuesta Híbrida Z-100 Restorative

Naturaleza del material RESINA COMPUESTA

Marca comercial Z-100

Fabricante 3M DE MÉXICO S.A. DE C.V.

Fecha de elaboración NO SE INDICA

Fecha de caducidad 2001 - 04

No. De Lote 8GN -

Instrucciones de uso NO INCLUIDAS

TEMPERATURA 37°C

MUESTRA	LONGITUD ORIGINAL	LONGITUD INICIAL	LONGITUD FINAL	% ESCURRI-MIENTO
1	5.795	5.706	5.705	0.017
2	5.843	5.839	5.829	0.171
3	6.091	6.073	6.078	0.082
4	6.061	6.053	6.040	0.214
5	5.796	5.784	5.786	0.034
PROMEDIO				0.103

TEMPERATURA 45°C

MUESTRA	LONGITUD ORIGINAL	LONGITUD INICIAL	LONGITUD FINAL	% ESCURRI-MIENTO
1	5.937	5.913	5.908	0.084
2	5.464	5.459	5.457	0.036
3	5.852	5.849	5.846	0.051
4	6.095	6.090	6.073	0.278
5	0	0	0	0
PROMEDIO				0.112

Ionómero de Vidrio Fuji

Naturaleza del material CEMENTO DE IONÓMERO DE VIDRIO

Marca comercial FUJI

Fabricante GC CORPORATION

Fecha de elaboración NO SE INDICA

Fecha de caducidad 2001 - 01

No De Lote 270181

Instrucciones de uso PROPORCIONADAS POR EL FABRICANTE

TEMPERATURA 37°C

MUESTRA	LONGITUD ORIGINAL	LONGITUD INICIAL	LONGITUD FINAL	% ESCURRI-MIENTO
1	5.662	5.658	5.660	0.035
2	5.854	5.853	5.849	0.068
3	5.680	5.687	5.684	0.052
4	5.796	5.787	5.785	0.034
5	5.839	5.836	5.826	0.171
			PROMEDIO	0.072

TEMPERATURA 45°C

MUESTRA	LONGITUD ORIGINAL	LONGITUD INICIAL	LONGITUD FINAL	% ESCURRI-MIENTO
1	5.969	5.966	5.954	0.201
2	5.739	5.737	5.734	0.052
3	5.869	5.862	5.834	0.477
4	5.846	5.819	5.792	0.461
5	5.867	5.850	5.841	0.153
			PROMEDIO	0.268

Ionómero de Vidrio modificado con Resina

Naturaleza del material CEMETO DE IONÓMERO MODIFICADO CON RESINA

Marca comercial VITREMER

Fabricante 3M MÉXICO S.A DE C.V.

Fecha de elaboración NO SE INDICA

Fecha de caducidad 2000 - 09

No. De Lote 19970916

Instrucciones de uso PROPORCIONADAS POR EL FABRICANTE

TEMPERATURA 37°C

MUESTRA	LONGITUD ORIGINAL	LONGITUD INICIAL	LONGITUD FINAL	% ESCURRI-MIENTO
1	5.999	5.994	5.992	0.033
2	5.870	5.867	5.865	0.034
3	5.860	5.832	5.823	0.153
4	5.949	5.947	5.935	0.201
5	5.949	5.949	5.931	0.302
PROMEDIO				0.144

TEMPERATURA 45°C

MUESTRA	LONGITUD ORIGINAL	LONGITUD INICIAL	LONGITUD FINAL	% ESCURRI-MIENTO
1	5.952	5.946	5.939	0.117
2	5.926	5.925	5.918	0.118
3	5.956	5.947	5.939	0.134
4	5.949	5.938	5.924	0.235
5	0	0	0	0
PROMEDIO				0.151

Compómero F2000

aturaleza del material COMPÓMERO

Marca comercial F2000 COMPOMER

Fabricante 3M

Fecha de elaboración NO SE INDICA

Fecha de caducidad 1999 - 09

No. De Lote 7^ºK

Instrucciones de uso NO SE INCLUYEN

TEMPERATURA 37°C

MUESTRA	LONGITUD ORIGINAL	LONGITUD INICIAL	LONGITUD FINAL	% ESCURRI-MIENTO
1	6.076	6.064	6.057	0.115
2	6.060	6.032	6.016	0.264
3	6.091	6.089	6.083	0.098
4	6.087	6.074	6.060	0.229
5	6.015	6.005	6.000	0.083
			PROMEDIO	0.157

TEMPERATURA 45°C

MUESTRA	LONGITUD ORIGINAL	LONGITUD INICIAL	LONGITUD FINAL	% ESCURRI-MIENTO
1	6.046	6.035	6.036	0.016
2	6.064	6.055	6.046	0.148
3	5.830	5.830	5.825	0.085
4	6.059	6.050	6.045	0.082
5	6.037	6.030	6.025	0.082
			PROMEDIO	0.082

MÓDULO DE POISSON

AMALGAMA.

PRUEBA A 37°C

MUESTRA	DIÁMETRO FINAL	DIÁMETRO ORIGINAL	DIFERENCIA
1	4.007	3.996	0.011
2	4.013	4.007	0.006
3	4.013	4.008	0.005
4	4.051	4.041	0.010
5	4.020	4.009	0.011
		PROMEDIO	0.860

PRUEBA A 45°C

MUESTRA	DIÁMETRO FINAL	DIÁMETRO ORIGINAL	DIFERENCIA
1	4.010	3.996	0.014
2	4.020	4.006	0.014
3	3.990	3.975	0.015
4	3.990	3.985	0.005
5	3.984	3.978	0.006
		PROMEDIO	0.010

RESINA COMPUESTA

PRUEBA A 37°C.

MUESTRA	DIÁMETRO FINAL	DIÁMETRO ORIGINAL	DIFERENCIA
1	3.950	4.119	-0.169
2	4.087	4.106	-0.019
3	3.988	4.058	-0.070
4	4.059	4.023	0.036
5	4.095	4.099	-0.004
		PROMEDIO	0.059

PRUEBA A 45 °C

MUESTRA	DIÁMETRO FINAL	DIÁMETRO ORIGINAL	DIFERENCIA
1	4.065	4.061	0.004
2	4.007	4.037	-0.030
3	3.936	4.255	-0.319
4	4.039	4.039	0
5	3.965	4.089	-0.124
		PROMEDIO	0.095

IONÓMERO DE VIDRIO

PRUEBA A 37°C

MUESTRA	DIÁMETRO FINAL	DIÁMETRO ORIGINAL	DIFERENCIA
1	3.930	3.959	-0.029
2	3.931	3.940	-0.009
3	3.902	3.916	-0.014
4	3.823	3.830	-0.007
5	3.861	3.923	-0.062
		PROMEDIO	0.024

PRUEBA A 45°C

MUESTRA	DIÁMETRO FINAL	DIÁMETRO ORIGINAL	DIFERENCIA
1	3.918	3.907	0.011
2	3.912	3.931	-0.019
3	3.978	3.938	0.040
4	3.883	4.040	-0.157
5	3.886	3.890	-0.004
		PROMEDIO	0.046

IONÓMERO DE VIDRIO MODIFICADO CON RESINA

PRUEBA A 37°C

MUESTRA	DIÁMETRO FINAL	DIÁMETRO ORIGINAL	DIFERENCIA
1	4.010	3.957	0.053
2	3.902	3.927	-0.025
3	4.014	3.996	0.018
4	3.932	3.908	0.024
5	3.885	3.929	-0.044
		PROMEDIO	0.032

PRUEBA A 45°C

MUESTRA	DIÁMETRO FINAL	DIÁMETRO ORIGINAL	DIFERENCIA
1	3.882	3.909	-0.027
2	3.903	3.914	-0.011
3	3.871	3.865	0.006
4	3.888	3.923	-0.035
5	3.974	3.918	0.056
		PROMEDIO	0.027

COMPÓMERO

PRUEBA A 37°C

MUESTRA	DIÁMETRO FINAL	DIÁMETRO ORIGINAL	DIFERENCIA
1	3.993	3.943	0.050
2	4.001	4.055	-0.054
3	4.096	4.075	0.021
4	4.008	4.030	-0.022
5	4.040	4.040	0
		PROMEDIO	0.029

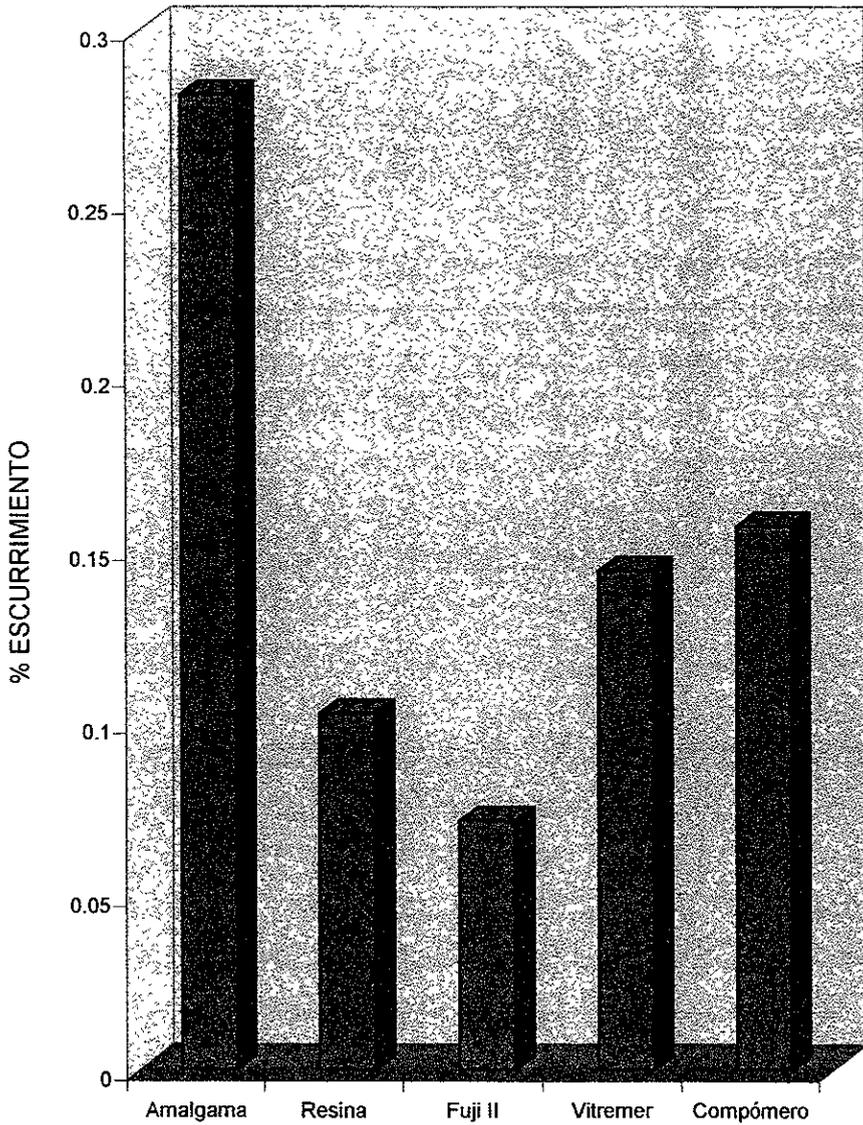
PRUEBA A 45°C

MUESTRA	DIÁMETRO FINAL	DIÁMETRO ORIGINAL	DIFERENCIA
1	3.970	3.984	-0.014
2	4.023	4.054	-0.031
3	4.025	4.022	0.003
4	3.973	3.989	-0.016
5	3.972	3.982	-0.017
		PROMEDIO	0.016

Todos los datos fueron procesados empleando los siguientes paquetes:

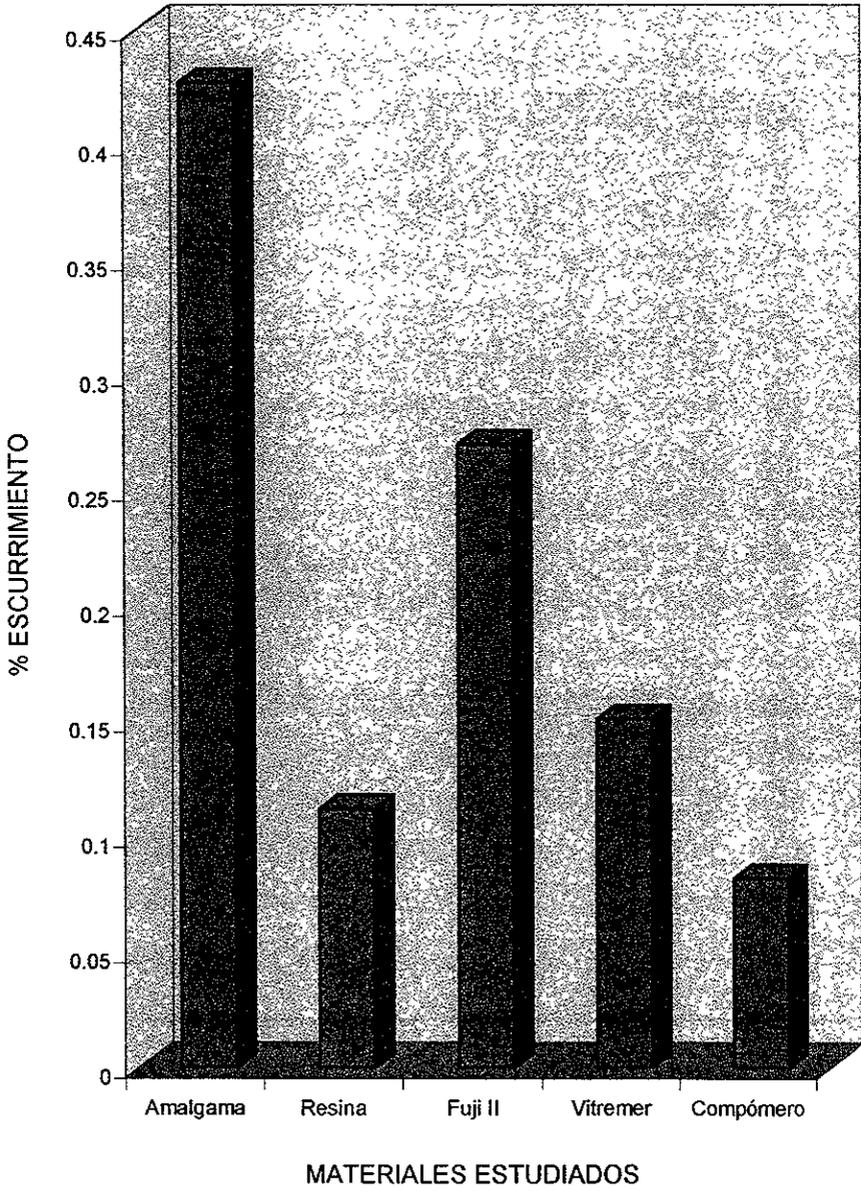
Word, Excell, y Sigma Stat aplicando análisis de varianza de 1 vía.

CREEP A 37°C

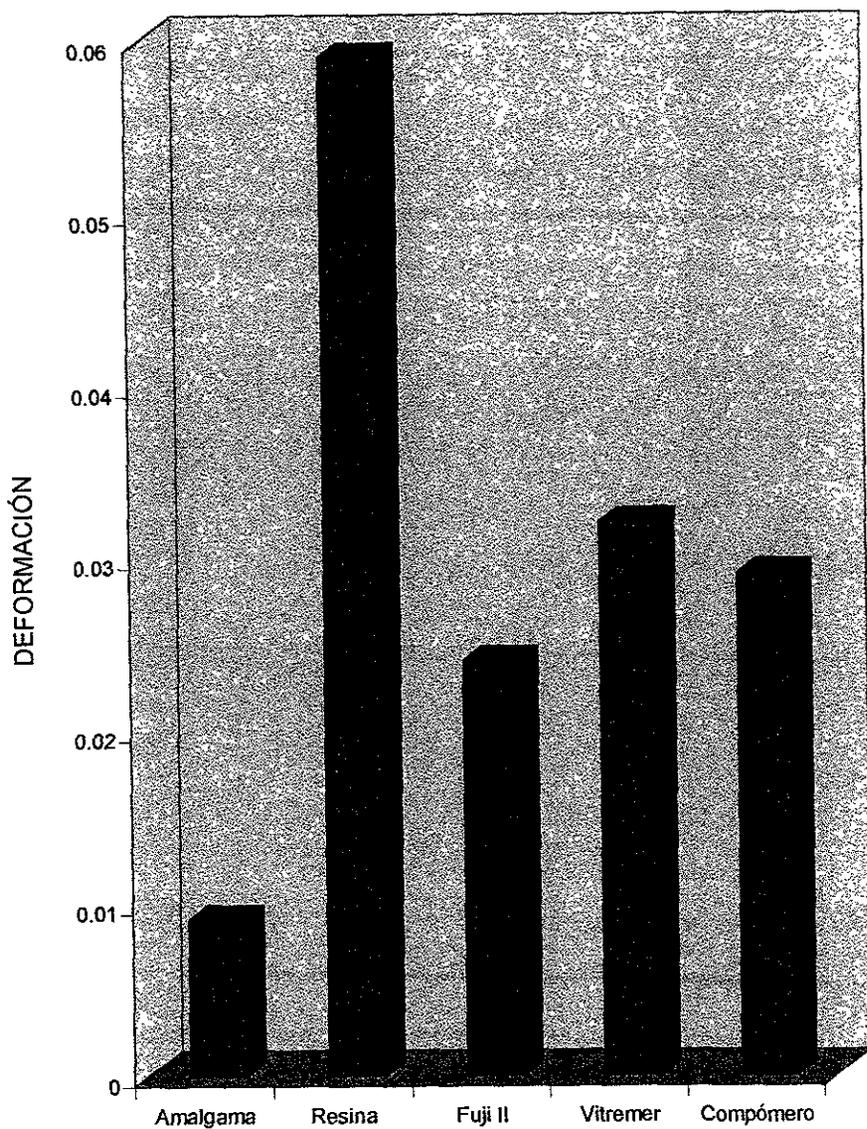


MATERIALES ESTUDIADOS

CREEP A 45°C

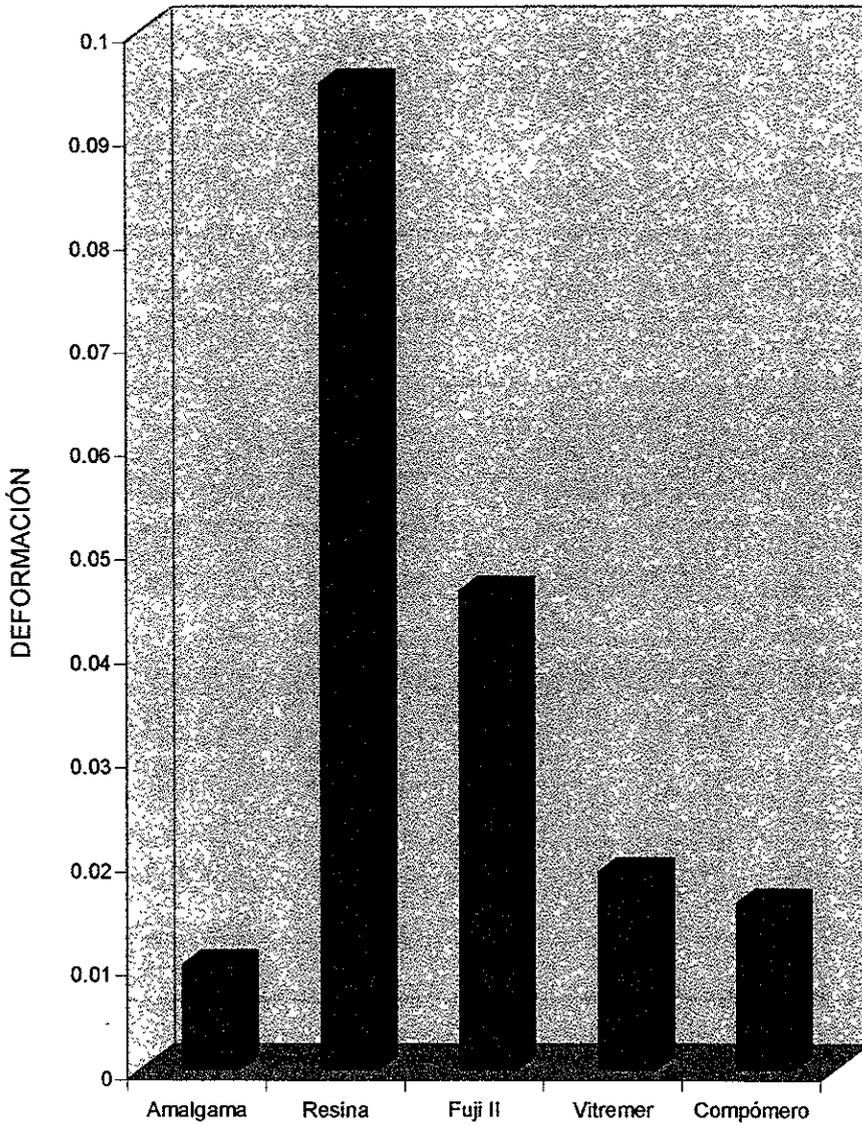


MÓDULO DE POISSON A 37°C



MATERIALES ESTUDIADOS

MÓDULO DE POISSON A 45°C



MATERIALES ESTUDIADOS

DISCUSIÓN

La composición de los diferentes materiales influye en su comportamiento físico. En este estudio hicimos la valoración de escurrimiento (creep) de 5 materiales de obturación; la amalgama se empleó como parámetro para medir el escurrimiento de dichos materiales ya que la Norma No. 1 de la ADA establece los procedimientos así como los valores permisibles de escurrimiento para ésta. La amalgama dental por ser un sólido cristalino, tiene propiedades físicas como son maleabilidad y ductilidad entre otras, por lo que al aplicarle una carga, existe un traslape de planos interatómicos y como resultado se da un deslizamiento de estos mismos. A ninguno de los otros materiales de obturación estudiados se les exige dicha prueba en sus respectivas Normas.

La amalgama tuvo un escurrimiento mayor al resto de los materiales evaluados tanto a 37°C como a 45°C (0.282 % y 0.427 % respectivamente). Cabe mencionar que los valores de creep obtenidos están dentro de la Norma. Por otra parte, aunque el creep siempre se presenta, se sabe que el sobretriturado aumenta esta propiedad.

Para mayor control de las variables, en nuestra investigación respetamos la instrucciones proporcionadas por los fabricantes, ya que en un

estudio que realizó Holland ¹⁵ se demostró un incremento en el escurrimiento cuando se modificó el tiempo de trituración, la relación mercurio/aleación así como sobretriturado de las muestras y la presión de condensación.

En otro estudio similar se reportó que el escurrimiento es sensible a las variables de manipulación y cuando la muestra es preparada mecánicamente el efecto de escurrimiento se altera ¹³.

Por su parte Murchison reporta que en una investigación realizada por Duke y Derman, no se demostraron cambios en el creep por efecto de la sobretrituración ¹⁴.

Ruyter estudió el comportamiento a 4 resinas con diferente tipo de relleno y mecanismo de curado de diferente vía ²⁰. En el estudio se distinguieron tres fases en función Carga-Tiempo: una deformación inicial rápida, escurrimiento primario retardado y escurrimiento secundario casi fijo; estas etapas pudieron observarse en nuestro estudio en donde los valores de escurrimiento mostraron al inicio una rápida disminución de la longitud de las muestras a la primera hora de aplicar la carga con respecto a la medida original, pero después se presentó cierta recuperación de la longitud de algunas muestras. En general, en el estudio de Ruyter todos los materiales tuvieron mayor escurrimiento a 50°C que a 37°C, resultado que coincide con nuestro estudio en donde se presentó mayor escurrimiento a 45°C (0.112 %) y

a 37°C fue ligeramente menor (0.103 %), valor que se da a todas aquellas resinas que como la valorada por nosotros presenta un relleno híbrido, donde el tamaño del material de relleno y su naturaleza (circonio y sílice), podrían ser la diferencia. Hay que resaltar que en un estudio previo ²¹, el mismo autor reportó que los valores de escurrimiento de las resinas compuestas son más bajos que los que presentan los polímeros para base de dentadura, y señala que esto puede deberse al contenido de rellenos rígidos que presentan las resinas compuestas. Esto explica porque en nuestros resultados las resinas compuestas por contener menor cantidad de material orgánico (resina) presentan menor escurrimiento a 45°C (0.011 %) que el Ionómero de vidrio (0.26 %) y el ionómero de vidrio modificado con resina (0.15 %) y mayor escurrimiento que el compómero a 45°C (0.08 %).

Bapna apoyado en los trabajos de Rossen, 1982, menciona la importancia de la naturaleza del material como: composición de éste, la longitud de las cadenas y el entrecruzamiento de ellas, el contenido y tipo de relleno, así como la presencia de monómero residual como factores que influyen en el escurrimiento ²².

En cuanto a los cementos de Ionómero de vidrio el porcentaje de escurrimiento en nuestros resultados alcanzó un (0.07 %) a 37°C mientras que a 45°C aumentó drásticamente a (0.27 %).

Estos resultados concuerdan con lo reportado por Papadogiannis ¹⁷ quien estudió el escurrimiento a 5 ionómeros de vidrio y 1 cemento cermet, así como el módulo de fractura con método de escurrimiento estático y efecto de la temperatura. En su investigación hizo una comparación con valores de resinas compuestas obtenidos anteriormente usando la misma metodología. Sus resultados indican que las curvas de escurrimiento son normales y que hay un obvio incremento de escurrimiento proporcional al incremento de temperatura, y el módulo de fractura se reduce con el incremento de temperatura, para estas pruebas empleó tecnología sofisticada (láser, cabinas y aparatos especiales), equipo que no fue posible emplear en nuestro estudio por lo que, durante la aplicación de la carga no se pudieron obtener los valores intermedios, ya que al quitar la carga de la muestra, la recuperación elástica del material no permitió hacer esta observación.

Es importante señalar que en nuestra investigación varias de las muestras de ionómero de vidrio sufrieron fractura en sentido longitudinal y otras en forma diagonal, esto pudo deberse al comportamiento de fragilidad que presentan estos cementos debido a su composición (matriz cerámica), donde el contenido de fluoraluminosilicato es inversamente proporcional al escurrimiento a 45°C, además la deshidratación que sufrió debido a las

condiciones de la prueba pudo coadyuvar a que se presentaran dichas fracturas.

Para explicarnos el mayor escurrimiento del compómero con relación a la resina, hay que recordar que el compómero tiene mayor cantidad de resina que un composite (sólido amorfo), ya que está compuesto de ionómero de vidrio y resina, por lo que tiene mayor cantidad de polímeros en su estructura (el material orgánico del composite y el ácido poliacrílico y polialquénico del ionómero de vidrio). El compómero no endurece por reacción ácido base, lo cual influye notablemente en este fenómeno ya que presenta menor escurrimiento que la amalgama porque posee propiedades distintas a los sólidos cristalinos.

En la amalgama pudimos observar los resultados del módulo de Poisson (0.009mm a 37°C y 0.010mm a 45°C) debido al fenómeno de plasticidad y escurrimiento que presentó; de los otros materiales no obtuvimos los resultados esperados (aumento del diámetro final de las muestras) ya que observamos una recuperación elástica inmediata al retirar la carga, incluso se apreció una disminución del diámetro final de las muestras con relación al diámetro original. Esta recuperación pudo verse aumentada por el brusco cambio de temperatura entre la cabina de prueba (37°C y 45°C) y la temperatura ambiente (24°C) donde se registró la lectura por lo que, dicho

comportamiento elástico de la resina compuesta, ionómero de vidrio, ionómero de vidrio modificado con resina y compómero no permitió que se diera este fenómeno, por esto sugerimos se lleve a cabo un estudio en el que se pueda contar con los implementos necesarios para medir la muestra durante el momento de la carga (cámara de proyección de sombra con micrómetro integrado).

De la misma forma, al medir el diámetro para obtener el módulo de Poisson en estos materiales, éste casi siempre fue menor al inicial, fenómeno que explica que la carga por compresión hizo que las partículas se desplazaran, las fuerzas de Van der Waals actuaran como dipolos y se modificaran las dimensiones, al retirar la carga ésta se revierte y aunado a esto el brusco cambio de temperatura al sacar la muestra de la cabina al medio ambiente, pudo contribuir a que el diámetro final disminuyera.

CONCLUSIONES

- A 37° C la Amalgama Dental fue el material que mayor escurrimiento presentó seguida por el Compómero; la Resina Compuesta y el Cemento de Ionómero de Vidrio Modificado con Resina obtuvieron valores semejantes, mientras que el menor escurrimiento lo presentó el Cemento de Ionómero de Vidrio.
- A 45° C la Amalgama Dental presentó mayor escurrimiento seguida por el Cemento de Ionómero de Vidrio, el menor escurrimiento lo presentó el Compómero; la Resina y el Ionómero de Vidrio Modificado con Resina, tuvieron valores similares.
- El módulo de Poisson se determinó en la Amalgama Dental por el aumento del diámetro debido al fenómeno de escurrimiento (como se suponía). En ninguno de los otros materiales se observó el Módulo de Poisson con la metodología por nosotros aplicada debido a la recuperación elástica y a la contracción de los materiales por el cambio de temperatura entre la cabina de prueba y el medio ambiente.

- Creemos que el comportamiento de los materiales poliméricos ante carga estática que observamos en nuestro trabajo (recuperación elástica) sea el motivo por el cual a estos materiales no se les exige este tipo de prueba en las normas internacionales como la Norma No. 27 ADA en la cual las pruebas de resistencia flexural y módulo flexural son las indicadas ya que en la curva tensión – deformación de la gráfica, se determina el punto donde termina el comportamiento elástico e inicia una deformación permanente antes de la fractura.

BIBLIOGRAFÍA.

1. Phillips, R. W. La ciencia de los materiales dentales de Skinner. Interamericana. 9ª edición. México, 1986.
2. Specification No. 1 for alloy for dental amalgam. ANSI/ADA. Sept. 1977.
3. Vivadent Ets. Compoglass. Product documentation. Liechtenstein 1995. pp1-25.
4. Specification No. 27 for resin-based filling materials. ANSI/ADA. Jul. 1993.
5. Leinfelder, K. F. Glass ionomers: current clinical developments. JADA, Vol. 124, September 1993.
6. Sales, G. Compómeros. UNAM. F. O. 1997. Prueba escrita. Programa de titulación por alto promedio.
7. Specification No. 96 for dental water-based cements. ANSI/ADA. Ago. 1994.
8. Guzman, B. Biomateriales odontológicos de uso clínico. CAT Editores. 1990. Colombia.
9. Christensen, G. J. Glass ionomer-resin: maturing concept. JADA. July 1993. Vol. 124, 248-249.

10. Swift, E. J; Vann, W. F. Restoration of primary molars using a new "Compomer" material. *PP&A*. October, 1995. Vol. 7, 8 pp: 25-30.
11. Macchi R. L. *Materiales dentales*. Ed. Panamericana. Buenos Aires, 1980.
12. *Diccionario Oceano Vocabulario científico-técnico*. Grupo Editorial Oceano. Colombia, 1992.
13. Osborne, J. W; Phillips, R. W; Norman, R. D; Swartz, M. L. Influence of Certain Manipulative Variables on the Static Creep of Amalgam. *J. Dent. Res.* June, 1977. (6): 616-626.
14. Murchison, D. F; Duke, E. S; Norling, B. N; Okabe, D. The effect of trituration time on the mechanical properties of four high-copper amalgam alloys. *Dent. Mater.* March, 1989. 5: 74-76.
15. Holland, R. I; Jørgensen, R. B; Ekstrand, J. Strength and creep of dental amalgam: The effects of deviation from recommendend preparation procedure. *The journal of Prosthetic Dentistry*. August 1985. Vol. 54. Num. 1. 189-194.
16. Coock, D. J; Watts, D. C. Time-dependent Deformation of Composite Restorative Materials in Compression. *J. Dent. Res.* February, 1985. 64 (2): 147-150.

17. Papadogiannis, Y; Helvatjoglou-Antoniadi, M; Lakest, R. C; Sapountjis, M. The creep behavior of glass ionomer restorative materials. *Dent. Mater.* January, 1991. 7: 40-43.
18. Fletcher, J. M; Jedyakiewicz, N. M; Martin, N. A clinical evaluation of a new compomer restorative at 6 months. *J. Dent. Res.* 77 (IADR Abstracts) 1998. (1235) pp. 786.
19. Hayden, W; Moffatt, W. G; Wulff, J. La ciencia de los materiales. Vol. III. Propiedades mecánicas. Ed. Limusa, México, 1982.
20. Ruyter, I. E; Øysaed H. Compressive creep of light cured resin based restorative materials, *Acta Odontol. Scand.* 1992. 40, 319-324.
21. Ruyter, I. E; Spevik, S. Compressive Creep of denture base polymers. *Acta Odontol. Scand.* 1980. 38, 169-177.
22. Bapna, M. S; Mueller, H. J; Knoeppel, R. Compressive creep of dental composites *J. Dent. Res.* September, 1985. 64 (9): 1179–1184.