

328
2ef



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

RESISTENCIA DE DOS DIFERENTES BASES, CON UN FORRO CAVITARIO, DURANTE LA CONDENSACIÓN DE LA AMALGAMA

VIGÉSIMO PRIMER SEMINARIO MATERIALES DENTALES

TESINA

Que para obtener el Título de

CIRUJANO DENTISTA
Presenta

IRMA CELIA RESÉNDIZ HERNÁNDEZ

DIRECTOR DE TESINA:
C.D. JAIME ALBERTO GONZÁLEZ OREA

ASESOR:
DR. FEDERICO H. BARCELÓ SANTANA

MEXICO, D.F.

1998



262476

TESIS CON FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

A MIS PADRES, HERMANOS Y AMIGOS QUE ME
BRINDARON SU

GRACIAS.

INDICE.

	pag.
RESUMEN.	
INTRODUCCIÓN.	
1. ANTECEDENTES.	8.
2. GENERALIDADES.	13.
2.1. ÓXIDO DE ZINC Y EUGENOL.	13.
- COMPOSICIÓN.	
- REACCIÓN QUÍMICA.	14.
- CLASIFICACIÓN.	
- PROPIEDADES.	15.
- MANIPULACIÓN.	
2.2. FOSFATO DE ZINC	16.
-COMPOSICIÓN.	
- REACCIÓN QUÍMICA.	17.
- CLASIFICACIÓN.	
- PROPIEDADES.	
-MANIPULACIÓN.	19.

2.3. HIDRÓXIDO DE CALCIO	20.
- COMPOSICIÓN Y REACCIÓN QUÍMICA.	
- PROPIEDADES.	21.
- MANIPULACIÓN.	
2.4. AMALGAMA DENTAL	22.
- PRESENTACIÓN COMERCIAL.	
- COMPOSICIÓN.	
- REACCIÓN QUÍMICA.	23.
-PROPIEDADES.	25.
-MANIPULACIÓN.	26.
3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.	29.
4.JUSTIFICACIÒN	30.
5.OBJETIVOS	31.
5.1. OBJETIVO GENERAL.	
5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.	
6. HIPÓTESIS	32.
6.1 HIPÓTESIS NULA.	
7. MATERIAL	33.

8. DESARROLLO	35.
9. RESULTADOS	41.
10. DISCUSIÓN	41. 48
11. CONCLUSIONES.	43. 46
12. BIBLIOGRAFÍA.	45. 47

RESUMEN.

Para determinar la resistencia de las bases durante la condensación de la amalgama, en el presente estudio se pusieron a prueba los cementos de fosfato de zinc tipo I, el ZOE tipo III y el hidróxido de calcio (pasta-pasta).

Se colocaron bases de estos materiales variando con espesores de 1mm y 2mm en veinte molares extraídos, previamente montados en acrílico; posteriormente se condensó la amalgama con una máquina de carga provista de una punta condensadora aplicando una carga de 14 MPa (17.980 Kg) . Después se seccionaron los molares para observar el comportamiento de las base ante la fuerza ejercida, así como la integridad del hidróxido de calcio.

Investigaciones de este tipo resultan de gran utilidad pues el odontólogo podrá tener la confianza de que al usar correctamente estos cementos para bases tendrá excelentes resultados clínicos.

Es importante agregar que la resistencia de las bases permite proteger al hidróxido de calcio de las fuerzas generadas durante la condensación de la amalgama; sobre todo si a las bases se les dá el tiempo necesario, de acuerdo a la norma que rige a cada cemento, para que desarrollen la resistencia óptima, lo que es de gran ayuda sobre todo cuando

la cavidad realizada es muy profunda y se requiere de un protector pulpar como es el hidróxido de calcio, el cual no tiene resistencia a la compresión.

Este hecho permitirá tener la certeza de que al ser condensada la amalgama no hará contacto con el piso de la cavidad, evitando de esta manera el fracaso del tratamiento dental y la consecuente reparación del daño causado.

INTRODUCCIÓN.

En el campo odontológico, los cementos dentales son considerados como un grupo de biomateriales que tienen una gran aplicación y utilidad en los diferentes procedimientos clínicos que desarrolla el cirujano dentista.

Cuando estos materiales se utilizan como bases deben cumplir con la función de proteger y servir como aislante térmico y eléctrico para la estructura interna del diente, eludiendo así las agresiones externas .

Las bases deben tener la resistencia suficiente para soportar las fuerzas aplicadas durante la condensación de la amalgama, de lo contrario puede ocurrir la fractura de la base, permitiendo que la restauración haga contacto con el piso de la cavidad y provoque una agresión en los tejidos dentales.

Esta suceso ha causado siempre inquietud entre la comunidad, por lo que se han realizado estudios a este respecto, ya que resulta obvia la necesidad de contar con un cemento que ofrezca las propiedades adecuadas de soporte y resistencia para evitar su fractura, además de cumplir con otros requisitos que conduzcan a un tratamiento dental exitoso.

1. ANTECEDENTES.

La capacidad de las bases para soportar las fuerzas generadas durante la condensación de la amalgama ha sido investigada por varios autores

En 1964, Roe C. Wallace¹⁰ realizó un estudio con dientes primarios, a los cuales se les realizaron cavidades clase II y se les sujeto a un peso estático. Los resultados obtenidos mostraron que varias bases pueden modificar la resistencia a la fractura de la amalgama. Los cementos utilizados fueron: el fosfato de zinc que mostró una fuerza compresiva de 130 libras, el hidróxido de calcio sostuvo 105 libras de presión compresiva, mientras las bases de ZOE tuvieron una fuerza compresiva de 87 libras. El autor sostuvo que la fuerza compresiva de la base era indicador de su habilidad para soportar la amalgama.

Por su parte, en 1967, Chong y colaboradores¹ determinaron la fuerza compresiva mínima de las bases de ZOE, hidróxido de calcio y fosfato de zinc a diferentes tiempos: 7 minutos, 30 minutos y a 24 horas. Sugirieron que, bajo condiciones de laboratorio, la fuerza compresiva mínima que debe tener un material usado como base, para soportar la fuerza de condensación esta entre 100 y 170 psi (pulgadas cuadradas). Mostraron que las bases de estos cementos tienen la resistencia suficiente para evitar la fractura.

En 1971, Plant y Wilson⁷ observaron que la fuerza que se transmitió a las bases dependía de la fuerza aplicada, la posición del condensador, la cantidad de amalgama en la cavidad y el tipo de amalgama utilizada en particular.

También consideraron que los valores obtenidos, "in vitro", por Chong, parecían bajos cuando se usaron fuerzas clínicamente realistas

En 1972, Larry Luke⁵ reportó que las bases que son relativamente débiles a la fuerza compresiva, debían mantenerse delgadas como fuera posible, además encontró que cuando la fuerza de impacto es aplicada, la base de ZOE no la soporta tanto como la de fosfato de zinc, por lo que recomienda que para mejorar el soporte es mejor el uso de la combinación de dos bases, teniendo menor grosor la base que sea mas débil ante las fuerzas compresivas.

Por otra parte, en 1972, Going, R.E.³ realizó un reporte de los cementos para base, forros cavitarios, barnices, primers y limpiadores. Agrupó al fosfato de zinc, al ZOE e hidróxido de calcio como materiales para bases intermedias, también menciona que un requisito importante al seleccionar un material para usarse como base, consiste en tener la habilidad suficiente para resistir, sin fracturas o distorsionarse, las fuerzas aplicadas durante la condensación del material de restauración permanente, así como fuerzas masticatorias.

En 1975, Farah, Hood y Craig² utilizaron un modelo dental computarizado para estudiar la presión inducida durante la condensación de la amalgama en cavidades clase 1, cuando se colocan sobre bases de diversos materiales y grosores.

Determinaron que el módulo de elasticidad de estas bases jugaba un papel importante en las magnitudes de las tensiones encontradas en las restauraciones de la amalgama. También consideraron que la fuerza compresiva y el módulo de elasticidad de un material para base contribuyen en la resistencia a la fractura de la amalgama.

En 1976, Powers, Farah y Craig⁸ mostraron en su estudio que los módulos de elasticidad predijeron mejor la capacidad de una base para soportar la condensación de la amalgama. Incluso se encontró que el grosor de la base interviene en la fuerza de resistencia de la restauración, pues teniendo bases con un grosor pequeño y adecuado se consigue mejor resistencia a la fractura.

En 1980, Hormati y Fuller⁴ coincidieron en su estudio con las aseveraciones de Powers, Farah y Craig⁸; ya que en su estudio, las bases utilizadas no se fracturaron, ni desplazaron en las pruebas debido a su módulo de elasticidad superior. Llegaron a la conclusión de que la resistencia a la fractura de la amalgama, en cavidades clase II, disminuyó según se aumentó la densidad de las bases, por lo que determinaron que es

más importante el módulo de elasticidad de una base, que la fuerza compresiva en el soporte de una restauración de amalgama.

Por su parte, el 1986, Robbins J.W.⁹ realizó una revisión de la literatura referente a la colocación de bases debajo de restauraciones de amalgama y concluyó que no hay reglas absolutas respecto a la colocación de bases y ofrece algunas recomendaciones, tales como: "Una base no debe ser usada, a menos que su uso sea indicado claramente; cuando una base está indicada, debe ser usada con un grosor mínimo, necesario para lograr el resultado deseado; el esmalte perdido no debe ser reemplazado con una base, intentando simular una preparación ideal".⁹

Tam y colaboradores¹¹, en 1989, midieron la elasticidad y las propiedades físicas del hidróxido de calcio y del ionómero de vidrio; obteniendo resultados que dan mas evidencia en el hecho que el modulo de elasticidad de estos materiales juega un papel importante en la resistencia de la fractura.

Por otra parte, en 1994, Pierpont y colaboradores⁶ compararon la fuerza compresiva requerida para fracturar una amalgama. Se usaron nueve materiales para base, entre los que destacaron el fosfato de zinc y el ionómero de vidrio por mostrar una mejor resistencia a la fractura. Concluyeron que es necesario colocar una base hecha de un material resistente a la fractura. También reconocen los autores que al usar troqueles de aluminio en su estudio, existieron diferencias entre éstos y los

procedimientos realizados en los dientes de cavidad oral.

2. GENERALIDADES.

A continuación se describen los materiales utilizados en esta investigación.

2.1. CEMENTO DE ÓXIDO DE ZINC Y EUGENOL (ZOE)

Este cemento es de gran uso por parte del odontólogo ya que resulta ideal por su excelente sellado, además de su acción sedante del complejo dentino-pulpar.

El ZOE tiene varias presentaciones, sin embargo se usa con más frecuencia la presentación polvo/líquido.

COMPOSICIÓN.

El polvo del ZOE contiene óxido de zinc, adicionado de pequeñas cantidades de resina, plastificantes que reducen la fragilidad del cemento y acetato de zinc como reactor, además provee de mayor resistencia.

El líquido contiene eugenol como principal componente, también cuenta con aceites, ácido acético y agua.

El ZOE tipo II contiene además aditivos, óxido de magnesio; y el líquido lleva ácido etoxibenzoico (EBA), que al unirse al óxido de zinc aumenta la resistencia.

REACCIÓN QUÍMICA.

Hay una reacción de cristalización. Se forma una unión quelante de eugenol con el óxido de zinc, resultando el eugenolato de zinc.

Para que esta reacción tenga lugar, es necesaria la presencia de una mínima cantidad de agua, pues tanto el agua como el calor aceleran la reacción de fraguado de este cemento.

CLASIFICACIÓN

Los cementos de óxido de zinc y eugenol se encuentran regidos por la norma No. 30, la cual los clasifica, de acuerdo a su uso, en los siguientes tipos:

Tipo I: Para cementación temporal.

- Clase 1= Polvo/líquido.
- Clase 2A=Presentación pasta/pasta, contenido eugenol.
- Clase 2B= Presentación pasta/pasta, sin eugenol.
- Clase 3= Pasta única.

Tipo II: Para cementación permanente.

- Clase 1= Polvo/líquido.

Tipo III: Para cementación temporal y para bases.

- Clase 1= Polvo/líquido.
- Clase 2= Presentación pasta/pasta.

Tipo IV: Para cavity liners (forro cavitario).

PROPIEDADES.

Entre sus propiedades más importantes se encuentran la resistencia, su acción sedativa y su buen sellado.

Este cemento tiene un pH de 7 (neutro), es menos fuerte que el fosfato de zinc, sin embargo ha demostrado tener un éxito clínico, por lo que su uso es frecuente. El eugenol es el que provee la acción sedante de este cemento

No posee propiedades adhesivas a la estructura dentaria, su capacidad de unión es de naturaleza mecánica.

MANIPULACIÓN.

Se dispersan en la loseta gruesa de vidrio el polvo y el líquido. El polvo se suministra con una cucharilla que se incluye en el avío, y el líquido con un gotero: utilizando una relación 2:1.

El polvo se divide en cuatro partes y cada una se va incorporando al líquido con una espátula metálica, realizando movimientos amplios durante 20 segundos en cada parte hasta lograr la consistencia deseada. Para realizar una base la consistencia requerida es la de migajón, mientras que para cementación se utiliza una más fluida.

2.2 CEMENTO DE FOSFATO DE ZINC.

Este cemento tiene una gran aceptación por parte del odontólogo, sobre todo en las técnicas de cementación de restauraciones elaboradas fuera de la boca, tales como incrustaciones, coronas, prótesis fija, entre otras.

COMPOSICIÓN.

El fosfato de zinc se presenta en un avío que contienen polvo y líquido.

El componente básico del polvo es el óxido de zinc; el principal modificador es el óxido de magnesio presente en una proporción de una parte de óxido de magnesio a nueve partes de óxido de zinc. Además el polvo puede contener pequeñas cantidades de otros óxidos como el de bismuto y sílice.

Los líquidos se componen esencialmente de fosfato de aluminio, ácido fosfórico y en algunos casos fosfato de zinc. Las sales metálicas se agregan como reguladores del pH para reducir la velocidad de reacción del líquido con el polvo. La cantidad de agua presente es un factor que

interviene en la regulación de la ionización del líquido y es un ingrediente importante en la velocidad y tipo de reacción entre líquido y polvo.

REACCIÓN QUÍMICA.

La reacción es de naturaleza química (ácido-base) y con desprendimiento de calor (exotérmica). Comienza cuando se incorpora el polvo del cemento dentro del líquido.

La superficie del polvo alcalino se disuelve por el líquido ácido dando calor de reacción. El cemento se mezcla en cierta forma para minimizar el aumento de temperatura. El fosfato de zinc que rodea en forma incompleta las partículas disueltas en el óxido de zinc. El cemento es muy poroso.

CLASIFICACIÓN.

La forma No 96 de la ADA rige a los cementos dentales a base de agua; y clasifica al fosfato de zinc de acuerdo a su aplicación en:

- Fosfato de zinc para cementar.
- Fosfato de zinc para bases.

PROPIEDADES.

Algunas propiedades de este cemento son: viscosidad, tiempo de fraguado de cemento, propiedades mecánicas, grosor de película, solubilidad y acidez.

Tiene un pH de 1.5 a 5, lo que indica su acidez, razón por la cual se recomienda colocar antes un protector pulpar. El pH se neutraliza al término de 48 horas.

La viscosidad del cemento se afecta por el tiempo y la temperatura. El enfriamiento de la loseta aumenta el tiempo de trabajo. El cemento normal endurece en la boca dentro de los 5 o 9 minutos después de empezar la mezcla.

Una relación polvo/ líquido más alta, una incorporación más rápida del polvo en el líquido y una loseta tibia provocan que el cemento endurezca más rápido.

En cuanto a la solubilidad y desintegración, se acepta un máximo de 0.2% en peso al término de las 24 horas.

La alta resistencia a la compresión y el módulo del cemento de fosfato de zinc se afecta en forma adversa por una relación polvo/líquido baja, un mezclado inadecuado y una exposición prematura a los fluidos bucales.

La resistencia se desarrolla en forma rápida, alcanzándose los dos tercios de la resistencia final en una hora. La retención del fosfato de zinc es causada por el entrelazamiento mecánico con las superficies del diente y la restauración (traba mecánica).

MANIPULACIÓN.

Puesto que la reacción es exotérmica, el calor determina un aumento en la velocidad de reacción. Para lograr mejores propiedades físicas se impone trabajar el cemento sobre una loseta que debe tener las siguientes características: fría, seca, gruesa, extensa, limpia y lisa.

Se coloca en la loseta el polvo y el líquido en una relación 2:1. El polvo se divide primero en cuatro partes, una de ellas se divide en dos octavos y a su vez, un octavo se subdivide en dos dieciseisavos. Se empieza a un añadir diecisesavo y así sucesivamente el polvo se añade al líquido en porciones a intervalos de 15 segundos para un tiempo total de mezclado de 60 a 90 segundos, dependiendo del producto. El cemento se mezcla sobre un área extensa de la loseta con movimientos amplios y de barrido con una espátula metálica. se comprueba la consistencia del cemento antes de añadir la última porción del polvo, sólo parte de esta última puede ser necesaria para alcanzar la consistencia deseada.

La consistencia adecuada para cementación debe estar cremosa y al ser tocada con la parte plana de la espátula, levantándola lentamente, forme hilos. Mientras que para una base debe lograrse una consistencia plástica de masilla. Es indispensable señalar los cuidados que debe tenerse con el frasco de líquido de este cemento, ya que si se deja destapado el agua se

volatiliza y deja más ácida la solución. Su aspecto debe ser siempre transparente.

2.3 HIDRÓXIDO DE CALCIO.

El cemento de hidróxido de calcio es un forro cavitario útil para recubrimiento pulpar directo o indirecto, en clase III y V se puede usar como base ya que no existen fuerzas masticatorias, ni tampoco inhiben la polimerización de las resinas que son colocadas.

Las presentaciones de hidróxido de calcio son:
químicamente puro, pasta-pasta fraguable, pasta-pasta fraguable ácido resistente, fotopolimerizable y en solución líquida.

COMPOSICIÓN Y REACCIÓN QUÍMICA.

La pasta base de cemento de hidróxido de calcio contiene tungstano de calcio, fosfato de calcio y óxido de zinc en glicol salicilato. La pasta catalizadora contiene hidróxido de calcio, óxido de zinc y estearato de zinc en etil tolueno sulfanamida.

El fraguado resulta de la formación de un disalicilato de calcio amorfo. El cemento suele contener un relleno radiopaco.

PROPIEDADES.

El hidróxido de calcio tiene propiedades mecánicas bajas, comparadas con los cementos utilizados como bases de alta resistencia. No tiene adhesión al diente. Sella para dar a la zona una reparación inmediata, se solubiliza a la altura de los túbulos dentinarios, tiene baja conductividad térmica y su colocación es fácil.

Tiene un pH de 12 a 13 (alcalino), por lo que da las condiciones adecuadas al odontoblasto para formar la dentina de reparación bajo un recubrimiento pulpar directo o en un recubrimiento pulpar indirecto. El grosor de la capa aplicada debe ser menor a 0.5 mm.

El hidróxido de calcio no está regido por ninguna norma de la ADA; ni tampoco tiene clasificación.

MANIPULACIÓN.

El cemento es un sistema de dos pastas: la base y el catalizador. Se suministra en cantidades iguales de ambas pastas sobre una hoja del block que incluye el fabricante; se mezclan las dos pastas, con la ayuda de un aplicador de hidróxido de calcio, hasta obtener una pasta homogénea que será llevada a la preparación.

2.4 AMALGAMA DENTAL.

La amalgama dental es un material restaurador de gran aplicación en la clínica operatoria para uso en premiares y molares .

Está constituida por la unión que resulta de una mezcla del mercurio con la aleación de amalgama, una combinación de plata, estaño, cobre y algunas veces zinc.

PRESENTACIÓN COMERCIAL.

Dependiendo de su presentación comercial, la amalgama dental se clasifica en dos tipos:

- Tipo 1= Presentación comercial en forma de polvo.
- Tipo 2= Presentación comercial en forma de tabletas.

Tanto el tipo 1, como el 2 se subdividen en tres clases:

- Clase 1= Partícula prismática
- Clase 2= Partícula esférica
- Clase 3= Partícula combinada (mezcla adicionada).

COMPOSICIÓN.

La composición de la fórmula ha presentado variaciones a lo largo del tiempo, por lo que se realizó una clasificación cronológica:

- Primera generación= fórmula atribuida al doctor Black.

Esta fórmula se compone de plata y estaño en relación 3:1

- Segunda generación: corresponde a una fórmula cuaternaria: plata-estaño-cobre y zinc. Ha sido muy popular y aún se sigue fabricando.
- Tercera generación fórmula denominada de fase dispersa. En esta se adiciona a la convencional (plata, estaño, cobre y zinc), una fase eutéctica plata-cobre en forma esférica. La combinación es de 2/3 de fórmula prismática cuaternaria y 1/3 de fase esférica plata-cobre.
- Cuarta generación fórmula ternaria de plata, estaño y cobre en forma esférica. Es la presentación esférica con alto contenido de cobre.
- Quinta generación fórmula de plata, estaño y cobre, adicionada con indio.
- Sexta generación La adición de un metal noble, en paladio, a los demás componentes, mejora notablemente las propiedades físicas de la amalgama.

REACCIÓN QUÍMICA.

Durante el fenómeno de trituración, el mercurio reacciona con los componentes de la aleación, formando las fases metalográficas propias de la amalgamación.

- Fase Gama. Es la fase plata-estaño y está compuesta de las partículas de aleación que no reaccionan con el mercurio. Esta fase queda nucleada envuelta en una matriz conformada por las otras fases; además es la de mayor resistencia.

-Fase Gama 1. La plata se une con el mercurio.

- Fase Gama 2. El estaño se une con el mercurio. Es la fase más débil.

Es necesario diferenciar la reacción que se experimente en las fórmulas de bajo contenido de cobre (1a. y 2a. generación), con aquellas de nuevas generaciones, las cuales poseen un mayor contenido de cobre. En las de bajo contenido de cobre, la presencia permanente de la fase Gama 2 (Hg-Sn) ocasiona un debilitamiento de la restauración, lo que conduce a fractura marginal, alto escurrimiento, oxidación y corrosión.

En las fórmulas de alto contenido de cobre, el cobre ocasiona la eliminación de la indeseable fase Gama 20, La presencia de cobre y del eutéctico AgCu en las de fase dispersa, induce la desaparición de la fase Gama 2 recién formada, tomando el estaño de esta fase y formando una nueva fase: la fase eta (Sn-Cu).

Además el mayor contenido de plata proveniente del eutéctico favorece un aumento de la fase Gama 1; mientras que la fase Gama 2 se descompone ante la presencia del eutéctico plata-cobre. Gracias a este mecanismo, con la eliminación de la fase Gama 2 en las nuevas fórmulas, la amalgama poseerá mejores propiedades físicas, lo cual redundará en un mejor comportamiento clínico.

PROPIEDADES.

La norma No. 1 de la ADA es la que rige a la amalgama dental.

La función clínica de una restauración de amalgama se basa en las propiedades desarrolladas por la misma como resultado de su manipulación, Algunas propiedades de importancia clínica incluyen el cambio dimensional, la resistencia, el escurrimiento y corrosión.

Cuando la amalgama endurece, ocurre un cambio dimensional que puede causar que ésta se expanda o se contraiga, según su manipulación. Los valores de contracción o expansión en 24 horas, no debe ser mayor de 20 micrones por centímetro (+ - 20 $\mu\text{m}/\text{cm}$). Normalmente ambos cambios dimensionales pueden ocurrir, pero estos se compensan entre sí con un cambio dimensional neto no excesivo.

El valor mínimo de resistencia compresiva de una amalgama, de acuerdo con la norma, es de 80 MPa (800 Kg/cm^2) al término de 1 hora.

El escurrimiento de la amalgama corresponde al valor de la deformación plástica ante una carga de tipo estático, El valor máximo de escurrimiento, establecido para un producto certificado es de 5%,

Las restauraciones de amalgama sufren pérdida de lustre y corrosión cuando se exponen a diversas situaciones en la cavidad bucal. Las etapas de dichos efectos pueden conducir, por la alteración de sus propiedades

finales mecánicas, al fracaso del tratamiento sin embargo esta situación se puede evitar mediante un cuidadoso terminado y pulido.

MANIPULACIÓN

El éxito clínico de la mayor parte de las restauraciones de amalgama depende mucho de la manipulación correcta de la aleación de la amalgama, si se sigue en forma estricta una técnica establecida, las propiedades de la amalgama serán adecuadas. La selección del material, ya sea en polvo o en tabletas, se debe realizar en una casa fabricante seria y reconocida, y deberá exhibir la certificación correspondiente de la norma que acredita el material.

Por otra parte, la correcta proporción aleación - mercurio es de primordial importancia con el fin de lograrlas óptimas propiedades del producto final.

El advenimiento de las fórmulas con alto contenido en cobre, la presentación en forma de tabletas y cápsulas predispensadas, determinan la necesidad de utilizar el amalgamador mecánico,

Los amalgamadores mecánicos se usan para mezclar (triturar) la aleación de amalgama y el mercurio, estos aparatos contienen un cronómetro que mide el tiempo deseado, después del cual el motor para, La aleación y el mercurio se colocan en una cápsula metálica o de plástico, si

es que no se va a utilizar la cápsula que ya viene predispensada, que se rota en forma excéntrica o con un movimiento de vaivén durante la trituración, A menudo se incluye en la cápsula una pequeña pelotita hecha de metal o plástico, conocida como pistilo, a fin de mejorar y reducir el tiempo de mezclados

La velocidad de operación de los diferentes amalgamadores es variable, ya sea alta, mediana o baja. Por tanto, el funcionamiento de los amalgamadores es distinto para cada combinación de aleación - mercurio, No *sólo* se elige el tiempo correcto de mezclado, sino además la cápsula y el pistilo adecuados según la aleación que se va a triturar.

Después de triturar la amalgama se procede a realizar la condensación, que es el proceso mediante el cual se llevan pequeñas cantidades de la amalgama en estado plástico a la cavidad, con la ayuda de un portamalgama y se va empacando mediante condensadores manuales, capa por capa procurando al máximo que llene completamente la cavidad y se adose a paredes, piso y ángulos sin dejar espacios. Se deja sobreobturada para luego recortar los excedente y se realiza la anatomía con talladores. Terminado el tallado y habiendo logrado una correcta morfología, se bruñe cuidadosamente la restauración, pero solamente en las fórmulas con alto contenido en cobre; ya que en las convencionales debido a

su mayor contenido de mercurio, el bruñido ocasiona flujo de mercurio a la superficie, particularmente en los bordes.

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Cuando el odontólogo realiza un tratamiento en la pieza dental, precisa de un cemento para colocar una base que tenga la resistencia necesaria para evitar la fractura ante las fuerzas generadas durante la condensación de la amalgama.

Los cementos que son utilizados con mayor frecuencia para este fin, son el fosfato de zinc tipo I y el ZOE tipo III, y cuando la profundidad de la cavidad lo requiere, se debe colocar un protector pulpar como es el cemento de hidróxido de calcio, por lo que es necesario verificar si cumplen con la función de aportar resistencia a la fractura; evitando así un fracaso en el tratamiento realizado.

El uso del hidróxido de calcio es importante, sobre todo cuando se va a colocar una base de fosfato de zinc, cuya acidez causa irritación y resulta agresivo para el tejido pulpar. Debido a que el hidróxido de calcio no tiene resistencia, cuando se utiliza debe tener un grosor mínimo de película, dejando el espacio adecuado para colocar la base con un cemento más apto para este fin.

En esta investigación se probó la resistencia de los cementos mencionados anteriormente, después de 24 horas de haber sido colocados y a diferentes grosores ante la condensación de la amalgama.

4.JUSTIFICACION.

La elección de materiales adecuados para colocar bases, depende de los beneficios que éstos ofrecen para asegurar la eficacia del tratamiento dental.

El objetivo del presente estudio es demostrar que durante la condensación de la amalgama, las bases ya sea de ZOE tipo III o de fosfato de zinc tipo I resisten las cargas sin fracturarse, por lo tanto el hidróxido de calcio tampoco sufre alteraciones, manteniéndose intacto.

5. OBJETIVOS.

5.1 OBJETIVO GENERAL

- Determinar la capacidad de las bases para resistir fuerzas externas sin sufrir fracturas, evitando la alteración física del hidróxido de calcio.

5.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Comprobar la resistencia de las bases a 24 horas de haber sido colocadas.

- Observar clínica y microscópicamente si hubo fractura de las bases por la carga aplicada.

- Determinar si los grosores de las bases influyen en la resistencia a la fractura.

-Establecer mediante la resistencia de las bases, durante la condensación de la amalgama, la integridad física del hidróxido de calcio.

6. HIPOTESIS.

Si al colocar bases de ZOE tipo III y de *fosfato de zinc tipo I*, ambas colocadas sobre el hidróxido de calcio, se les permite el tiempo necesario para que desarrollen su resistencia; entonces soportarán mejor las fuerzas externas sin sufrir ninguna fractura y no altera las condiciones físicas del hidróxido de calcio

6.1 HIPOTESIS NULA.

Si se colocan bases de ZOE tipo III y de *fosfato de zinc tipo I*, ambas colocadas sobre el hidróxido de calcio, y se les da el tiempo necesario para que desarrollen su resistencia, entonces no van a soportar las fuerzas externas y se provocará la fractura de las bases, alterando las condiciones físicas del hidróxido de calcio.

7. MATERIAL.

Para la realización del presente estudio se requirió del siguiente material:

- 22 molares extraídos
- ZOE tipo III (Vitremmer)
- Fosfato de zinc tipo I - (Medental)
- Hidróxido de calcio (Degussa)
- 20 cápsulas de amalgama tipo 1, clase 3 con zinc (Dispersion).- Acrílico autocurable.
- Fresas cilíndricas de carburo (#56 L)
- Presas de bola de diamante (#6)
- Máquina de carga
- Paralelizador
- Recortador de nuestras (equipado con un disco de diamante)
- Microscopio de luz
- Pieza de mano de alta velocidad
- Trimodular aerotor
- Balanza analítica
- Amalgamador y regulador

- punta condensadora (diseñada especialmente para esta investigación)
- Cronómetro
- Loseta gruesa de vidrio
- Espátula para cementos
- Cuadruplex
- Portalgama
- Aplicador de hidróxido de calcio
- Godete
- gotero
- guantes
- 22 moldes de igual tamaño.
- 8 placas de acrílico.
- Vernier
- Manta
- Vaselina
- Plastilina
- Cámara fotográfica

8. DESARROLLO.

Al inicio de esta investigación se recolectaron 22 molares extraídos recientemente y que conservaran la corona íntegra, fueron limpiados minuciosamente y después colocados en una solución salina para hidratarlos.

Como se requería de paralelizar cada molar, fue necesario colocarlos en moldes que tuvieran el tamaño adecuado para cubrir las raíces, por lo que se consiguieron 22 moldes de plástico que cumplieron con este requisito.

las raíces de los molares se fijaron en los moldes usando un poco de plastilina en el fondo de estos, también se utilizó vaselina para lubricar los moldes; a fin de llevar cada uno al paralelizador.

Una vez paralelizados todas las muestras, se preparó en un godete, y de manera constante, el acrílico autocurable. Se realizó muy fluido para que corriera sin problemas a través de todo el molde. De esta manera se embebieron totalmente las raíces de los molares en el acrílico, dejando que polimerizaran todas las muestras para luego retirar los moldes de estas; así se consiguió que tuvieran una base de acrílico.

Se determinó que en dichas piezas dentales se realizaran cavidades clase I que midieran de vestibular a palatino 4mm y de mesial a distal 6mm

La profundidad se determinó en 5mm. las medidas se rectificaron con el Vernier

las fresas que se usaron para realizar las cavidades fueron la de bola de diamante # 6, para abrir; y después se utilizó la fresa cilíndrica de carburo #56 L para realizar el resto de la cavidad. Se eligió esta fresa porque su área de trabajo, de 5mm, daba por si sola la profundidad requerida; sin embargo, para evitar errores, se verificó la medida con el Vernier,

Se realizaron las cavidades de todos los molares con la ayuda del trimodular aerotor y la pieza de mano de alta velocidad, respetando las condiciones mencionadas anteriormente.

Una vez terminadas las cavidades de todas las muestras, se eligieron 4 como muestras piloto y a 2 más como muestras control.

Las 16 muestras restantes se dividieron en dos grupos de 8 muestras para cada uno, estas, a su vez, se subdividieron en dos grupos de 4 muestras en cada uno.

Todas las muestras se numeraron para tener un mejor control.

En las 8 muestras del primer grupo y en 2 muestras piloto se les colocó una capa delgada de hidróxido de calcio y sobre ésta una base de fosfato de zinc tipo I a cada una. Mientras que a las 8 muestras y 2 muestras piloto pertenecientes al segundo grupo también se les colocó una

capa delgada de hidróxido de calcio, pero en estas muestras la bases realizadas fueron de ZOE tipo III.

Los dos grupos de muestras se subdividieron dependiendo del grosor de las bases, tanto de ZOE como de fosfato de zinc, ya que se manejaron dos grosores de 1mm y de 2mm. De esta manera las 4 muestras y 1 piloto pertenecientes al primer grupo tenían la capa de hidróxido de calcio y la base de fosfato de zinc tipo I con un espesor de 1mm, mientras las 4 muestras y 1 piloto restantes del primer grupo contenían también la capa de hidróxido de calcio y la base de fosfato de zinc tipo I, pero con un espesor de 2mm.

Es importante hacer hincapié en que la manipulación tanto del hidróxido de calcio (presentación pasta - pasta), como del fosfato de zinc tipo I (polvo / líquido) se realizó respetando las instrucciones del fabricante. Los tiempos de espatulado se controlaron con ayuda del cronómetro. La relación polvo/líquido para realizar las bases de fosfato de zinc tipo I, fue de 2:1, consiguiendo una consistencia de migajón Mientras que para colocar la capa de hidróxido de calcio se utilizaron partes iguales de base y catalizador,

Para medir el grosor de las bases de 1 y 2mm, se contó con la ayuda del Vernier, ya que la profundidad de la cavidad era de 5mm, se le restó 1mm y para las otras bases 2mm, en el Vernier y luego se fue comprobando en toda la superficie de las bases.

Por otra parte, a las 8 muestras y los 2 pilotos correspondientes al segundo grupo también se les colocó una capa delgada de hidróxido de calcio y sobre esta la bases pero ahora de ZOE tipo III. La manipulación del material se realiza de acuerdo a las instrucciones del fabricante; la relación polvo/líquido utilizada para las bases de este cemento fue de 2:1, en consistencia de migajón.

Siguiendo el mismo orden establecido para las bases de fosfato de zinc, en las 4 muestras y 1 piloto se les colocó primero la capa de hidróxido de calcio y después la base de ZOE tipo III, con un espesor de 1mm; mientras que a las 4 muestras restantes y a la otra muestra piloto también se colocó la capa de hidróxido de calcio y luego la base de ZOE tipo III, pero con un espesor de 2mm

Todos los espesores de las bases fueron verificados con ayuda del Vernier, realizando el mismo procedimiento que en las bases de fosfato de zinc tipo I.

Las muestras control también contaron con una capa delgada de hidróxido de calcio, pero a una se le colocó ZOE tipo III, de manera que cubriera toda la cavidad; y a la otra muestra se le puso fosfato de zinc tipo I, llenando también toda la cavidad.

A las 24 horas de haber realizado las bases de todas las muestras, se procedió a la condensación de la amalgama en cada muestra.

Primero se colocó la cápsula predosificada en el amalgamador, se cronometró para que el tiempo de amalgamado se realizara en 8 segundos. Después de amalgamada, el contenido de la cápsula se trasladó a la manta, se amasó y con el portamalgame se llevó poco a poco a la cavidad de la muestra; esta se colocó en la máquina de carga, a la cual se le adaptó una punta condensadora, especialmente diseñada para este fin. El diámetro de la punta es de 2.5 mm y la longitud de 10 mm; además se tomó la precaución de que fuera lo bastante delgada para que pudiera penetrar y salir de la cavidad sin problemas.

La amalgama se fue condensando en la cavidad por capas, adaptándola en todas direcciones, aplicando una carga de 14 MPa (17,980kg) hasta obturar toda la cavidad. En total se realizaron 45 aplicaciones de carga durante la condensación de la amalgama, en un lapso de 3 minutos en cada muestra.

Cada muestra fue sometida al mismo procedimiento, excepto las 2 muestras control pues no les fue condensada la amalgama y, por consiguiente, no se les aplicó ninguna carga.

Después que las 20 muestras se obturaron con la amalgama, se dejó que cristalizara y en un lapso de 24 horas después se realizó el corte de las 22 muestras, incluidas las 2 muestras control.

Primero se montaron 3 muestras en cada placa de acrílico, utilizando un poco de acrílico autocurable. Se colocaron de tal manera, que el corte fuera longitudinal, es decir de mesial a distal. Se requirieron 8 placas de acrílico para montar las 22 muestras y después cada placa se trasladó al recortador de muestras que contiene un disco de diamante, sobre el cual se alineó cada muestra para llevar a cabo el corte, procurando que durante el corte se mantuviera el riego constante de agua, para evitar el calentamiento del diente.

De esta manera se seccionaron las 22 muestras para posteriormente observar, tanto clínica como microscópicamente el efecto que causa la aplicación de la carga durante la condensación de la amalgama, sobre las bases de los cementos utilizados.

9. RESULTADOS.

A la observación clínica, las 22 muestras seccionadas no presentaron fracturas en las bases de ZOE tipo III, ni de fosfato de zinc tipo I; tampoco sufrió daño la capa de hidróxido de calcio aplicada a cada una de las muestras.

Las muestras vistas al microscopio con un objetivo de 20 x/O.35, mostraron porosidades en las bases, tanto de ZOE como de fosfato de zinc, debidas probablemente a, que durante la manipulación del cemento, o durante la condensación en la cavidad, atrapó aire en la mezcla. Sin embargo no se detectaron fracturas, ni en la unión del hidróxido de calcio con la base, ya sea de ZOE tipo III o de fosfato de zinc tipo I, ni en la unión de la base con la amalgama.

En resumen, las muestras no presentaron fractura en ningún área y/o espesores experimentados.

Los resultados se presentan a continuación en los siguientes cuadros:

GRUPO 1. Bases de fosfato de zinc tipo I

A. Espesor de 1mm.

MUESTRAS	TIEMPO DE AMALGAMADO	CARGA APLICADA	NO. DE CONDENSACIONES	FRACTURA
PILOTO	8 SEG.	14 MPa	45	NO PRESENTÓ
1	8 SEG.	14 MPa	45	NO PRES.
2	8 SEG.	14 MPa	45	NO PRES.
3	8 SEG.	14 MPa	45	NO PRES.
4	8 SEG.	14 MPa	45	NO PRES.

B. ESPESOR DE 2 MM.

MUESTRAS	TIEMPO DE AMALGAMADO	CARGA APLICADA	NO DE CONDENSACIONES	FRACTURA
PILOTO	8 SEG.	14 MPa.	45	NO PRES.
1	8 SEG.	14 MPa.	45	NO PRES.
2	8 SEG.	14 MPa.	45	NO PRES.
3	8 SEG.	14 MPa.	45	NO PRES.
4	8 SEG.	14 MPa	45	NO PRES.

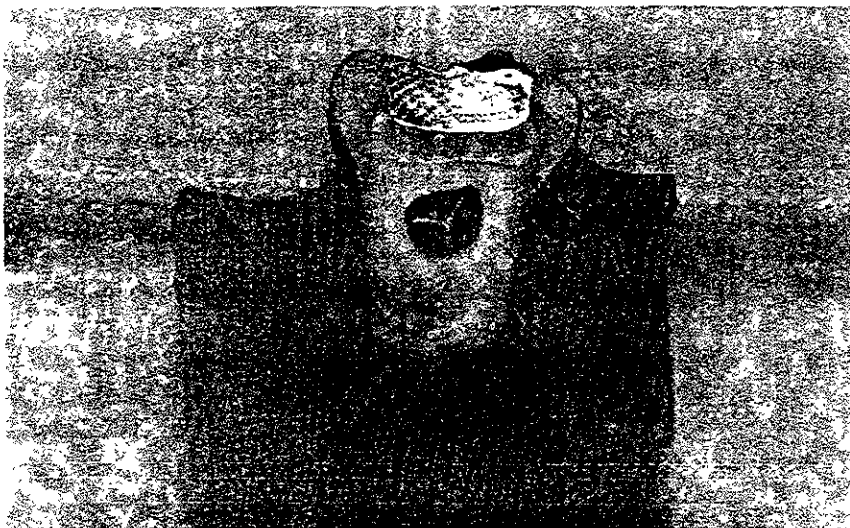
GRUPO 2. BASES DE ZOE TIPO III

A. ESPESOR DE 1 MM.

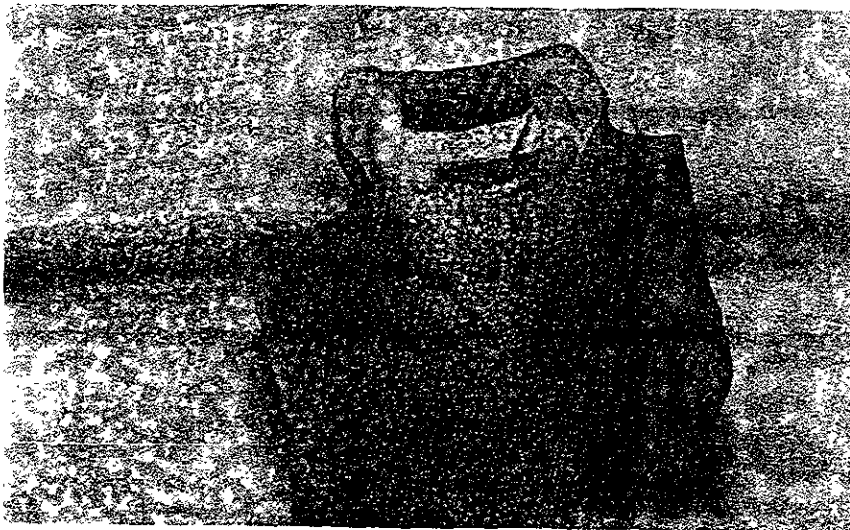
MUESTRAS	TIEMPO DE AMALGAMADO	CARGA APLICADA	NO. DE CONDENSACIONES	FRACTURA
PILOTO	8 SEG.	14 MPa.	45	NO PRES.
1	8 SEG	14 MPa.	45	NO PRES
2	8 SEG	14 MPa.	45	NO PRES.
3	8 SEG	14 MPa.	45	NO PRES.
4	8 SEG	14 MPa.	45	NO PRES.

B. ESPESOR DE 2 MM.

MUESTRAS	TIEMPO DE AMALGAMADO	CARGA APLICADA	NO. DE CONDENSACIONES	FRACTURA.
PILOTO	8 SEG	14 MPa.	45	NO PRES
1	8 SEG.	14 MPa.	45	NO PRES.
2	8 SEG.	14 MPa.	45	NO PRES.
3	8 SEG.	14MPa.	45	NO PRES.
4	8 SEG.	14 MPa.	45	NO PRES.



MUESTRA CON HIDROXIDO DE CALCIO Y BASE DE FOSFATO DE ZINC
TIPO I



MUESTRA CON HIDROXIDO DE CALCIO Y BASE DE ZOE TIPO III

10. DISCUSION.

Las bases sometidas a las condiciones de laboratorio descritas en este estudio, han arrojado, en general, resultados acordes a los obtenidos en otros estudios referentes a este tema,

El promedio del tiempo en que se condensó la amalgama determinó que la resistencia de las bases fuera la adecuada; por lo que disminuyeron las posibilidades de que se presentaran fracturas en las bases de los cementos utilizados en el presente estudio.

Por lo tanto, en investigaciones futuras los tiempos de condensación de la amalgama deben ser ajustados a las necesidades de cada estudio, ya que, aunque se determinó la resistencia de estos materiales para base, debe considerarse el hecho de que en la práctica privada , no se le da el tiempo requerido, 24 horas, a las bases para que tengan la suficiente resistencia. Este hecho puede determinar la falta de resistencia de las bases, provocando que al condensar la amalgama se fracturen las bases y haya, incluso, contacto de la amalgama con el tejido dentario, causando una agresión.

11. CONCLUSIONES.

Se investigó la resistencia a la condensación de la amalgama, de las bases de ZOE tipo III y de fosfato de zinc tipo I, a las que previamente se les colocó una capa delgada de hidróxido de calcio, después de 24 horas de haber sido colocadas. Se manejaron 2 grosores de las bases: 1mm y 2mm.

Todas las bases y las capas de hidróxido de calcio resistieron la condensación, sin sufrir fractura; esto se debió a que al ser manipulados y colocados los cementos se respetaron las indicaciones del fabricante además de que se les *dió* el tiempo necesario, de acuerdo con las normas de los cementos utilizados, 24 horas para que las bases alcanzaran su resistencia máxima.

En el presente estudio no se manejaron variaciones de tiempo en la condensación de la amalgama, por lo que los resultados tampoco variaron entre sí.

Sin embargo, queda el campo abierto para que nuevos estudios sean realizados, ya que se contempla que una disminución en el tiempo entre la realización de las bases y la condensación de la amalgama, arrojarían interesantes resultados que enriquecerían en gran medida estudios de este tipo.

12. BIBLIOGRAFÍA

- 1.-CHONG,W.F; Swartz, M.L; and Phillips, R.W.: Displacement of cement bases by amalgam condensation. JADA 74 (1) : 97-102. Jan. 1967.
- 2,- FARAH, J; Hood;A: and Craig,R,: Effects of cement bases on the stresses in amalgam restorations, J.Dent.Res. 54 (1): 10-14. Jan.-Feb. 1975.
- 3.- GOING,R E.: Status report on cement bases, cavity liners, varnishes, primers and cleansers. JADA. 85 (3) :654 -660. Sept. 1972.
- 4.-HORMATI,A; and Fuller, J.: The fracture strength of amalgam overlying base materials. J. Prosthet. Dent. 43 (1): 52-57. Jan. 1980.
- 5.-LUKE,L. S.. Impact loading of amalgam supported by bases of varying compressive strengths. J. Dent,Child 39(4): 308-312. July- Aug. 1972.
- 6,-PIERPONT, W. F; Gray, S. E; Hermesch, C.B; and Hilton,T,J.: The effect of various bases on the fracture resistance of amalgam. Operative Dentistry. 19 (6): 211-216.
Nov-Dec. 1994.
- 7.-PLANT, C. G; and Wilson, H.J.: Forces exerted on lining materials,.Br,Dent.J. 131: 62-66 July 1971
- 8.- POWERS, J.M; Farah,J,W; and Graig, R.G.: Modulus of elasticity and strength properties of dental cements, JADA 92 (3): 588-591 March 1976.

- 9.- ROBBINS, J. W, The placement of bases beneath amalgam restorations: Review of literature and recomendations for use. JADA 113 (6) :. 910-912 Dec. 1986.
- 10 .- ROWE, W.C. : How a base affects fracture resistance of amalgam. J. Dent.Child. 31 (3) : 187-191. Third Quarter, 1964.
- 11.- TAM, L. E, Pulver,E; McComb, D; and Smith, D.C.: Physical properties of calcium hidroxide and glass-ionomer base and lining materials, Dental Materials. 5 (3) :145- 149 May 1989 ,
- 12.- American Dental Association, Specification No. 1 For alloy dental.
- 13.- American National Standard/ American Dental Association, Specification No. 96 Dental water- based cements.
- 14.-American, National Standard/ American Dental Association Specification No 30 For_dental zinc oxide- eugenol cements and zinc oxide non- eugenol cements
- 15.-CRAIG, G. R, y O'Brien, J. W. Materiales Dentales, 3a,ed, México,D.F. 1985. Ed. Interamericana S.A de C.V. 336 pp,
- 16.-GUZMAN, B. H. J.: Biomateriales odontoiológicos de uso clínico. 1a ed. Colombia, Bogotá 1990, Ed CAT editores Ltda.
- 17.- PHILLIPS. W, Ralph. : La ciencia de los materiales dentales de Skinner. 7ª. De México,D.F. 1982.Editorial Interamericana..583pp.