

374



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

RESISTENCIA AL DESALOJO EN CAVIDADES DE
ESMALTE Y DENTINA, ENTRE AMALGAMA,
RESINA, COMPÓMERO Y IONÓMERO DE VIDRIO
MODIFICADO CON RESINA.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A :

NANCY IVONNE VELÁZQUEZ MIRELES

DIRECTOR DE TESINA: Dr. FEDERICO H. BARCELO SANTANA

MEXICO D F

2002



TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

DEDICATORIAS

A DIOS

Contigo Señor
Tuve mil momentos de felicidad
Y aunque a veces tuve que llorar
Tú lo sabes, nunca te dejé de amar.

A MIS PADRES

José David Velázquez López
Esperanza Angelina Mireles Aceves

Por su gran esfuerzo y apoyo
para que terminara mi carrera.
Por regalarme lo más valioso que
existe.... la VIDA. GRACIAS.

A MIS HERMANOS

Mirna Angelica, David,
Elizabeth y César.

Porque con su ejemplo y cariño,
Me impulsan a superarme cada día.

A MIS SOBRINAS

Ingrid , Elizabeth Deneb e Iris Altair

*Gracias por quererme tanto,
Espero ser un buen ejemplo para ustedes.*

A MIS FAMILIARES

A todos gracias por su cariño y confianza .

A MIS AMIGOS

*Por representar una parte importante
en mi vida y por estar conmigo en todo momento.*

AGRADECIMIENTOS

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MÉXICO

Por formarme académica y humanamente. Porque en ella viví los momentos más bellos de mi vida. Espero en un futuro, devolver todos los conocimientos que me ha otorgado.

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

A todos aquellos que la forman. En especial a mis maestros y compañeros de la carrera.

Dr. FEDERICO H. BARCELÓ SANTANA

Por haber sido uno de mis mejores maestros de la carrera, y por ser mi Director de Tesina. Por fomentar en mí, interés en el campo de la Investigación. Gracias por su apoyo para la realización de este trabajo.

SEMINARIO DE MATERIALES DENTALES

Principalmente quiero agradecer a los maestros del seminario por enseñarme tanto en tan poco tiempo. A los doctores del Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales, en especial al Mtro. Jorge Guerrero, por el apoyo para la elaboración de la tesina. GRACIAS.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN

CAPÍTULO I ADHESIÓN

ADHESIÓN EN ODONTOLOGÍA RESTAURADORA	1
HISTORIA	2
CLASIFICACIÓN DE LA ADHESIÓN.....	4
I. Adhesión Física	4
1. Micromecánica	4
2. Macromecánica	4
II. Adhesión Química o Específica	5
1. Por enlaces primarios	5
2. Por enlaces secundarios	6
FACTORES QUE FAVORECEN LA ADHESIÓN	7
1. Dependientes de la superficie	7
2. Dependientes del Adhesivo	7
3. Dependientes del Biomaterial	8
ADHESIÓN A LA ESTRUCTURA DEL DIENTE	8
ADHESIVOS DENTINARIOS	10

CAPÍTULO II AMALGAMA

1. Descripción.....	14
2. Composición de la aleación	14
3. Propiedades	16

CAPÍTULO III RESINAS COMPUESTAS

1. Descripción	21
2. Composición	22
3. Clasificación	24
4. Polimerización	25
5. Propiedades	26

CAPÍTULO IV COMPOMEROS

1. Descripción	34
2. Tipos	35
3. Reacción de fraguado	35
4. Propiedades	36

CAPÍTULO V IONÓMERO DE VIDRIO

1. Descripción	38
2. Clasificación	38
3. Composición	39
4. Reacción de fraguado	40
5. Propiedades	41

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	44
JUSTIFICACIÓN	44
OBJETIVO	45
HIPÓTESIS	45
MATERIALES Y METODOLOGÍA	45
RESULTADOS	54
DISCUSIÓN	56
CONCLUSIÓN	57

BIBLIOGRAFÍA

INTRODUCCIÓN

Los materiales dentales para restauraciones, están sometidos constantemente a investigaciones, dirigidas principalmente a la Odontología Estética y a la Odontología Conservadora. Estas investigaciones también nos revelan la biocompatibilidad de los materiales a las estructuras dentarias, y la biomimetización de nuevos materiales.

Al hablar de la Odontología Estética, tenemos que mencionar la *adhesión* de los materiales a la estructura dentaria. Todos los Biomateriales, tienen como factor común, el que de alguna manera deben ser fijados al diente, interviniendo en ello el fenómeno de la *adhesión*. Desde el punto de vista adhesivo; físico y/o químico, es requisito fundamental que las partes a unirse entren en íntimo contacto, sólo así se podrán producir trabas mecánicas o reacciones químicas entre las partes. Las superficies a adherir; diente, restauración y los adhesivos a aplicar sobre la estructura dentaria, tienen que tener propiedades y características que faciliten o favorezcan la adhesión

La extensión por prevención ha sido una parte fundamental en la odontología en los últimos 100 años. La Odontología Conservadora nos da pautas para la conservación de las estructuras dentarias lo mejor posible. La idea de "extensión por prevención" del Dr. G.V. Black en 1891 se refiere a la remoción de la estructura dentaria sana, lo cual no es aceptada en el nuevo siglo. En la actualidad se realizan diversos estudios de los materiales de restauración, como son **amalgamas, resinas, compómeros y ionómero de vidrio**, entre otros, los cuales muestran grandes avances

Como sabemos la **amalgama dental** ha sido utilizada desde 1832. Desde entonces, se tiene el interés con respecto a la seguridad de las amalgamas; puesto que al tener en su composición mercurio, han sido prohibidas en algunos países, tal es el caso de Suecia; el cual prohibió su uso en mujeres embarazadas, debido a la habilidad de este elemento de penetrar la barrera hematoencefálica, y atravesar la membrana placentaria, según menciona el Dr. Fritz Lorscheider.

Las **resinas compuestas o composites**, comenzó en la década de 1960 por el Dr. Bowen, el cual utilizó un nuevo monómero determinado Bis-GMA (bisfenol A glicidilmetacrilato) con relleno de cuarzo granulado, sustituyendo a sus predecesores: resinas acrílicas y cemento de silicato como un material restaurativo en dientes anteriores, ya que brindaba una mejor estética y manipulación. Los sistemas adhesivos son necesarios en el uso de estos compuestos.

Los **ionómeros de vidrio**, han ganado una gran aceptación en los materiales de restauración, basándose en sus propiedades de adhesión, liberación de flúor, y su biocompatibilidad con las estructuras dentales, lo convierten en el material de elección para diferentes situaciones, sobre todo en Odontopediatría.

Los **compómeros**, son nuevos materiales dentales, que desde 1993 han sido utilizados como material de restauración. Estos materiales aparecen en el mercado, como una demanda de un material de restauración que posea las ventajas del ionómero de vidrio y los composites, sin obtener de cada una sus desventajas. Los sistemas adhesivos son necesarios en el uso de estos compuestos.

Existen varios estudios sobre el comportamiento físico de estos productos, valoraciones sobre el desalojo de cavidades, se ha desarrollado y propuesto por parte del Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales de la Facultad de Odontología UNAM, por lo que se investigó el comportamiento de estos materiales ante esta metodología.

CAPÍTULO I

ADHESIÓN

ADHESIÓN EN ODONTOLOGÍA RESTAURADORA

Desde que la Odontología existe, los profesionales han intentado la unión entre las diferentes restauraciones y la estructura dental remanente (1). Los biomateriales, tienen como factor común, el que deben de ser fijados a la estructura dental, interviniendo en ello la adhesión (2).

Primero fue a través de diferentes elementos de anclaje (pins, pernos, postes, pozos, etc.) , luego uniendo las restauraciones mediante la retención micromecánica al diente. Empezando con el esmalte, mediante el grabado selectivo de éste con ácido ortofosfórico, protegiendo la dentina con bases, normalmente basándose en hidróxido de calcio; actualmente, al esmalte y dentina, mediante la técnica de grabado total, obteniendo cifras más semejantes entre la unión con el esmalte y dentina (2).

Por eso se habla de la Odontología Adhesiva, y dentro de ella, el uso y el conocimiento de los adhesivos dentinarios es fundamental. El término adhesión deriva del latín *Adhæsio* o *Adhæsiōnis*, y *Adhærerere*, que formada por: *ad* (para) y *haerere* (pegarse). En terminología adhesiva, adhesión significa unir o pegar una cosa con otra **Adhesión** es el estado o fenómeno por el cual dos superficies o materiales diferentes se mantienen unidos por fuerzas interfaciales, ya sea por uniones físicas, químicas o ambas. El periodo de tiempo que perdura la unión se denomina durabilidad (2,3)

Desde el punto de vista adhesivo, físico y/o químico, es fundamental que las partes que se unen, entren en íntimo contacto, solo así se producirán

trabas mecánicas o reacciones químicas entre las partes. Lo más que se adapta a un sólido es un líquido, por tanto, el material restaurador o su medio adhesivo, también debe serlo. Si no hay un íntimo contacto, no se presentará ningún tipo de adhesión. Dicho esto, las superficies a adherir, diente, restauración y los adherentes a aplicar, sobre la estructura dental, tienen que tener las propiedades y características que faciliten o favorezcan la adhesión (3).

HISTORIA

- 1955. Buonocuore; introduce el concepto del grabado del esmalte, que fue el primer paso en la Odontología Adhesiva. Aunque sus trabajos tardaron casi veinte años en pasar a la práctica clínica.
- 1962. Bowen; introduce la resina Bis-GMA, primer agente de unión al esmalte.
- 1970. Primer composite curado por luz ultravioleta: Nuva Fil (Dentsplay).
- 1980. Fusayama; desarrolla el grabado total (Total-etch), tanto del esmalte como de la dentina. Sus trabajos tardaron diez años en popularizarse, por algunos intereses comerciales.
- 1981. Puente Maryland; primer trabajo protésico en el que se utiliza como única fuerza de retención, la adhesión.
- 1983. Horn, desarrolla el grabado de la porcelana, con la aplicación del ácido fluorhídrico. Las carillas de porcelana fueron el primer exponente en esta técnica.
- 1984. MacLaghlin; uso de silanos, desarrollando el concepto de "fusión dental": unión porcelana-cemento de resina-diente.
- 1986. Se desarrolla la cerámica tipo IPS-Empress.
- 1986. Gasspoole y Erickson demostraron que el grabado del esmalte sólo necesita 15 segundos.

- 1897. El Scotchbond-2 fue el primer adhesivo en recibir la aceptación provisional de la ADA. Le siguió el Tenure.
- 1992. Nakabayashi; describe la denominada capa híbrida, uno de los mecanismos de la adhesión actual. En función de los cuales surgen los adhesivos de 4ª generación (basados en el grupo 4-Meta).
- 1993. Van Meerkeek; describe tres zonas en la capa híbrida.
- 1994. Compómeros. Adhesivos dentinarios de 5ª generación (monocomponentes).
- 1998. Desarrollo de Osmoceras.(2)

Los materiales restauradores, se fijan en la estructura dental de las siguientes formas:

- **Como sólidos rígidos**, que requieren de un medio cementante para poder ser fijados, como son : incrustaciones ya sean de metal (aleaciones) , cerámicas (porcelana), u orgánico-cerámicas (resinas compuestas, cerómeros y compómeros)
- **Como plásticos directos no adherentes químicosa las estructuras dentarias**, como las amalgamas, que requieren para su fijación de una cavidad, una preparación retentiva
- **Como plásticos directos adherentes químicos**, que por ellos mismos, o por un tratamiento previo de los tejidos dentarios remanentes con algún sistema o técnica adhesiva, no requieren de preparaciones cavitarias específicas. La forma de la cavidad, es la resultante del tejido que persite luego de la eliminación de la lesión cariosa.(4)

CLASIFICACIÓN DE ADHESIÓN

Hay diferentes teorías para explicar el fenómeno de la adhesión:

I. ADHESIÓN FÍSICA

Es la que se logra exclusivamente, por traba mecánica entre las superficies que se unen.

1. **MACROMECAÁNICA.** Son los diseños de cavidades para restauraciones no adherentes a la estructura dental, que necesitan de retención o anclaje, en una restauración plástica o rígida respectivamente. Para las primeras, se requieren de cavidades retentivas y para las segundas, de cavidades expulsivas. Los diseños de las cavidades, para otorgar *forma de retención o forma de anclaje*, difieren en la inclinación de las paredes cavitarias, retentivas hacia el borde cavo periférico las primeras y expulsivas hacia el mismo borde las segundas.

- A. Retención o Anclaje por Fricción o Roce.
- B. Retención o Anclaje por Profundidad.
- C. Retención o Anclaje por Profundización.
- D. Retención o Anclaje por Mortaja.
- E. Retención o Anclaje por Compresión.
- F. Retención o Anclaje por Prolongación en los Conductos Radiculares
- G. Retención o Anclaje por Pines y Rieleras.

2. **MICROMECAÁNICA** Es la adhesión física propiamente dicha. Se produce por dos mecanismos, en los cuales están involucrados, la superficie dentaria y los cambios dimensionales que al endurecer, puedan tener los medios adherentes y/o el Biomaterial Restaurador

- A **Efecto Geométrico** Se produce entre dos superficies irregulares, cuando penetra un material semisólido, semilíquido o líquido se traba en ellas al endurecer, fijandolas. Estas

irregularidades odontológicamente hablando se produce por un fresado o por un acondicionamiento ácido.

- B. Efecto Reológico.** Cuando una superficie sólida, endurece un material semisólido, semilíquido o líquido y al endurecer cambia dimensionalmente, es posible que por contracción o expansión, éste se adhiera físicamente a él; como la expansión de amalgama en una cavidad con un plano dentinario, al aumentar el volumen de la amalgama condensada, se comprime contra las paredes de la cavidad aumentando la fricción y su fijación.(3)

II. ADHESIÓN QUÍMICA O ESPECÍFICA

Es la que se logra por enlaces atómicos y/o moleculares entre las superficies que interactúan. Es ésta, la que la Odontología actual acepta como *Adhesión real y deseable de lograr entre una restauración y el diente*. Esta, no sólo es capaz de fijar permanentemente la restauración a la estructura dental, también puede sellar túbulos dentinarios e impedir la microfiltración y sus problemas derivados.

1. POR ENLACES PRIMARIOS. Se refiere a uniones a nivel de átomos. Específicamente, se produce entre los electrones que forman la capa más externa de las que pueda tener éste. Son llamados, electrones de valencia. Desde el punto de vista de estabilidad atómica eléctrica, todo átomo intentará conformar, en su última capa de electrones, o un dueto u octeto. Por lo tanto se clasifican en

- A. Iónicas o electrovalentes.** Transferencia de uno o más electrones de un átomo a otro, para mantener un equilibrio
- B. Covalentes.** Se produce entre átomos, que comparten en su última órbita, los electrones de valencia. Cada pareja de átomos comparte sus electrones, para llenar la última de sus órbitas.

C. Metálicos. Los electrones de valencia se mueven libremente por la configuración espacial del metal y forman lo que llamamos nube de electrones, donde los electrones se mueven libremente entre los átomos que conforman el metal, lo que los hace en buenos conductores de calor y electricidad.

2. POR ENLACES SECUNDARIOS. Se producen como consecuencia del desequilibrio electrostático entre los átomos que conforman una molécula. Este desequilibrio, se origina por la diferente densidad de electrones que cada átomo tiene a su alrededor. Estos enlaces son más bien físicos que químicos, y son uniones entre moléculas (no entre átomos). A éstas se les conoce como *Fuerzas de Van der Waals*, que son originadas en moléculas que al presentar campos electromagnéticos desequilibrados, lo que hacen que la molécula se polarice, presentando un polo positivo y otro negativo. Estos enlaces constituyen uniones débiles, no resisten la contracción de polimerización de los sistemas resinosos . Se clasifican en:

- A. Fuerzas de Keeson
- B. Fuerzas de Debye.
- C. Fuerzas de dispersión de London.
- D. Puentes de Hidrógeno.(3)

FACTORES QUE FAVORECEN LA ADHESIÓN

1. Dependientes de las superficies (3)

- En contacto íntimo
- Húmedas v/s secas
- Con alta Energía superficial (atracción que los átomos del centro, -en un sistema de átomos-, ejercen sobre los átomos de la periferia; ésta se da en sólidos),
- Potencialmente receptivo a uniones químicas
- Superficie lisa v/s rugosa

2. Dependientes del adhesivo (3)

- Con baja Tensión superficial (lo mismo que la Energía superficial. Pero ésta es dada por líquidos).
- Con alta Capilaridad (cuando un líquido es capaz de llenar por él mismo, espacios intermoleculares).
- Con alta Humectancia o Capacidad de mojado (es la capacidad que tienen los líquidos de fluir fácilmente sobre toda la superficie y adherirse al sólido).
- Con bajo Ángulo de Contacto (ángulo que se forma entre el adhesivo con el adherente y su interfase).
- Con multipotencial de enlace
- Con alta Estabilidad dimensional
- Con alta resistencia mecánica, química, adhesiva y cohesiva
- Biocompatibles
- Por lo tanto, cuanto menor sea el ángulo de contacto entre un adhesivo y un adherente, mayor será la capacidad de adhesión. Asimismo, la fluidez del adhesivo influye en el grado al cual deban llenarse los vacíos o irregularidades.

3. Dependientes del biomaterial (3)

- De fácil manipulación, aplicación y mínima implementación
- Con técnicas adhesivas confiables
- Compatible con los medios adhesivos a ocupar

ADHESIÓN A LA ESTRUCTURA DEL DIENTE

Los principios fundamentales de la adhesión se relacionan con la situación dental. Por ejemplo, cuando se mide el ángulo de contacto para estudiar la humectabilidad del esmalte y dentina, se encuentra de estas superficies reduce marcadamente después de la aplicación tópica de una solución acuosa de fluoruro. Transfiriéndose esta información a una situación clínica, se encuentra que las superficies tratadas con fluoruros retienen menos placa en un periodo determinado, por disminución de la energía de superficie. (4)

De la misma forma, en virtud de la energía de superficie más elevada de muchos materiales de restauración en comparación con el diente, hay mayor tendencia a que se acumulen desechos en la superficie y los márgenes de las restauraciones.

Sin embargo, la composición del diente no es homogénea, los componentes orgánicos e inorgánicos están presentes en diferentes cantidades tanto en dentina, como en el esmalte. El material que se adhiere a los componentes orgánicos, pueden no adherirse a los compuestos inorgánicos, y aquellos adhesivos que se enlazan al esmalte pueden no adherirse a la dentina

El mayor problema relacionado con el enlace a las superficies dentales es el agua o la contaminación de saliva. Los componentes inorgánicos de la estructura dental tienen gran afinidad al agua. Para poder eliminarla, el esmalte y dentina, tendrían que ser calentados a temperaturas muy altas. Esto es que el diente no puede ser secado perfectamente a temperatura bucal con aparatos y agentes que disponemos. Debe de ser aceptable una capa de agua, la cual reducirá la energía de superficie y por lo tanto disminuye la humedad del material de restauración adhesivo.(5)

LA MEMBRANA ADHESIVA

Con esta nueva denominación, se quiere describir un mecanismo de adhesión que corresponde con unas estructuras visibles al microscopio electrónico, ampliamente descritas en la literatura, y que equivale a la llamada capa adhesiva.

Los trabajos de Nakabayashi evidenciaron que con el uso del microscopio electrónico, la llamada "capa híbrida", que se le denomina como una zona de interfase entre la dentina y la malla de colágeno, intertubular como peritubular. Esta capa híbrida la estudio con adhesivos con base 4-Meta, en la que los monómeros podían infiltrar la dentina y combinarse con el colágeno y la hidroxiapatita, formando un nuevo material, en parte diente, en parte resina.(2)

ADHESIVOS DENTINARIOS

Según como aparecen en el tiempo; se clasificarían como una reseña histórica, con adhesivos poco difíciles de encuadrar. A los éstos se les ha clasificado por generaciones (2):

- ❖ **1ª Generación.** Son los primeros adhesivos en aparecer. Como primer antecedente histórico, en 1951, con Hagger, se denominó Sevrition (ácido glicerosfórico-dimetacrilato), pero no era estable en medio húmedo. El primer adhesivo comercial fue entonces, Cervident, de la casa SS White (NPG-GMA), intentando la quelación con el calcio de la superficie, logrando así, cifras reducidas, de 2-3 MPa.

Se caracterizan por:

- dentina sin acondicionamiento
 - adhesivo basado en resinas hidrofóbicas
-
- ❖ **2ª Generación.** En ésta se intentó solucionar la falta de fuerza de adhesión del grupo anterior, pero no se logró sobrepasar cifras de 7 MPa. El primero fue Clearefil Bond System (Kuraray), introducido en 1978 (sistema de dos componentes), seguido de otros (Bondlit -Kerr-, Scotch-Bond -3M-, Prisma Universal Bond -Dentsplay-, Dentin Aheive -Kulzer-) Estos basados en ésteres fosfóreos derivados del metacrilato, que tienen como mecanismo de interacción iónica de los grupos fosfatos, cargados negativamente, y el calcio cargado positivamente.

Se caracterizan por:

- modificar la capa del barrillo dentinario
- utilizar resinas hidrofóbicas e hidrofílicas

❖ **3ª Generación.** El inicio de esta generación, lo marca la aceptación de trabajos de grabado de la dentina de la Escuela Japonesa. Postulando la técnica de una unión micromecánica y no una unión química como en las anteriores. En 1984 se presenta Clearfil New Bond (Kuraray), que contenía Hema y 10-MPD, valores de adhesión que iban de los 9 MPa del Scotchbond 2 de 18 MPa , para el Prisma Universal Bond 3 y el Tenure Solution (que acondiciona la dentina con ácido nítrico y oxalato de aluminio al 3.5 %, según la fórmula original de Bowen).

Se caracterizan por: eliminar la capa de barrillo dentinario, y la utilización de resinas hidrofílicas.

❖ **4ª Generación.** Se caracteriza por la formación denominada "capa híbrida", descrita por Nakabayashi. Las cuales se basan en la difusión e impregnación de las resinas con el sustrato de la dentina parcialmente descalcificada, seguida de la polimerización para formar la "capa híbrida" , que en este mecanismo de la hibndacion tiene el poder de adherirse y sellar la resina a la dentina tratada. Estos basados en el 4-Meta y originalmente, grabado de la dentina con ácido cítrico al 10% y cloruro férrico al 3% (solución 0 3) Los adhesivos universales se unen a esmalte, dentina, amalgama, metal y cerámica, en éstos se incluyen:

- All-Bond 2 (Bisco). Resistencia al cizallamiento: 23 Mpa. Líder en el mercado durante varios años, con solvente basado en acetona. Acerca de él Kanka definió la técnica de *adhesión húmeda*.
- Scotchbond Multisuperficie (3M). donde inicialmente se incorporaba el ácido maleico al 10% , luego de ser sustituido por el ácido ortofosfórico. Resistencia al cizallamiento: 23 MPa.
- Imperva Bond (Shofu)
- Optibond (Kerr). Resistencia al cizallamiento: 19 MPa.
- Solibond (Kulzer)
- Liner Bond 2 (Kuraray), con un preparador autograbante de acondicionamiento al esmalte, que no necesita lavado.

❖ **5ª Generación.** Se denominan sistemas adhesivos monocomponentes (primer + bonding) , que aunque casi siempre precisan el acondicionamiento previo del esmalte y dentina. Uno de los inconvenientes, es que sólo son fotopolimerizables. En parte esto se solucionó con Prime Bond NT con la incorporación de un activador, convirtiéndose así en un polimerizado dual. El activador (Self Cure Activator) tiene como componentes:

- sal de sulfonato aromático (catalizador)
- acetona (transportador de resinas adhesivas y solvente)
- alcohol etílico (solvente)

❖ **Adhesivos autograbables.** Los adhesivos autograbables, nos ofrecen un avance significativo, con relación a los antes mencionados, ya que poseen una aceptable adhesión a esmalte y

dentina, utilizándolos clínicamente en una sola aplicación directa. Estos adhesivos, presentan en el mismo frasco, al imprimador ácido(primer) con la resina de unión (bonding) . El imprimador ácido autoacondiciona al tejido dentario, por lo que el grabado se realiza al aplicarse éste; o sea, no necesita grabado ácido previo.(6)

CAPÍTULO II

AMALGAMA

La amalgama dental ha sido usada en los Estados Unidos desde 1832 aproximadamente. Desde entonces se mantuvo un interés con respecto a la seguridad de la amalgama. La gran influencia de los nuevos materiales estéticos, dejan fuera la amalgama dental, que ha sido durante años uno de los más durables.

Aunque algunos países (Suecia, Dinamarca, Alemania y Japón) tienen otras propuestas para eliminar la amalgama; o bien restringen su uso. Ésta decisión fue hecha para reducir el riesgo de contaminar el medio ambiente del dentista, porque la amalgama es tóxica.(7)

1. DESCRIPCIÓN

Una amalgama es un tipo especial de aleación que contiene mercurio como uno de sus componentes. Dado que el mercurio es líquido a la temperatura ambiente, puede ser ligado con otros metales que se encuentran en estado sólido. Los procesos de amalgamado empiezan cuando se gotea mercurio en una cámara sellada que contiene una cápsula adentro o una cámara encapsulada que contiene polvo de aleación de amalgama; estos componentes se mezclan juntos en un aparato llamado *amalgamador*(4).

2. COMPOSICIÓN DE LA ALEACIÓN

La Asociación Dental Americana (ADA), en su Especificación núm. 1, recomienda que la aleación de amalgama sea prominentemente de plata y estaño. Se permiten cantidades no específicas de otros elementos, como cobre, cinc, oro y mercurio en menor concentración que los contenidos de

plata y estaño. En ella son necesarias las aleaciones que contienen cinc en cantidad mayor de 0.01% y se identifican como con *cinc*. Las aleaciones que contienen menos de 0.01% de cinc, son conocidas *sin cinc*. No hay especificaciones para las aleaciones con alto o bajo contenido de cobre.

Ahora es menos común el uso de aleaciones de plata-estaño (de bajo contenido de cobre) de G. V. Black en las restauraciones de amalgama. Sin embargo, la aleación Ag-Sn es aún importante para la amalgama, porque ésta aleación constituye la mayor parte de las aleaciones de alto contenido de cobre.

Antes de la combinación de estas aleaciones con el mercurio, se conocían como *aleaciones de amalgama dental*. Históricamente las aleaciones para amalgama, contienen al menos 65% de plata, 29% de estaño y menos de 6% en peso de cobre. esta composición es aproximada a la recomendada por Black en 1896. durante los años 70's se desarrollaron diferentes aleaciones para amalgama conteniendo entre 6 y 30% en peso de cobre.

Para una amalgama dental se debe mezclar el mercurio con polvo de la aleación de amalgama. El polvo puede ser producido por el sistema de trituración o corte con un torno de un lingote vaciado de la aleación de amalgama, dando partículas irregulares. Alternativamente el polvo puede ser producido por atomización de la aleación líquida, creando partículas esféricas. También se obtiene la aleación al mezclar partículas esféricas y limaduras (5)

Proporción Aleación:Mercurio

Es la cantidad de aleación y mercurio que va a usarse, ésta señala las partes en peso de mercurio y aleación que han de usar para la técnica empleada en particular. Actualmente, se usan a menudo cápsulas

desechables que contienen partes iguales preparadas de mercurio y aleación. Incluyen aleación en forma de tabletas o porción previamente pesada de polvo combinado con la cantidad adecuada de mercurio.(4)

En esta investigación se utilizó la amalgama *Artalloy*, que viene en cápsulas autoactivadas, con 2 dosis; y su composición es la siguiente :

AMALGAMA ARTALLOY

100 gr de aleación en polvo (80% esferas y 20% limaduras) contienen:

- 80 g de plata
- 13 g cobre
- 7 g estaño

Mercurio dental (99.999 %)

- La cápsula de 2 dosis contiene:
640 mg de aleación en polvo y 60 mg de mercurio dental.

3. PROPIEDADES

ESTABILIDAD DIMENSIONAL

Cambio dimensional. Las amalgamas pueden expandirse o contraerse dependiendo de su manejo, idealmente su cambio tiene que ser pequeño. Si las contracciones son intensas producen la microfiltración y la caries. La expansión excesiva produce presión sobre la pulpa y sensibilidad posoperatoria. El cambio dimensional depende de que tanto sea comprimida durante su colocación, y cuando comienza la medición.

La ADA requiere que para las amalgamas, no tengan una contracción más allá de 20 micrones/cm, medidas a 37° C, entre cinco minutos y 24 hrs después de haber iniciado la trituración, con un aparato exacto al

menos en 0.5 micrones. Equivaliendo así el tamaño de la muestra al volumen usado en restauraciones grandes de amalgama.(5)

RESISTENCIA

Un requisito para todo material de restauración es tener suficiente resistencia para impedir las fracturas; las cuales favorecen a la corrosión y caries secundaria. La falta adecuada de resistencia a las fuerzas de masticación ha sido reconocida como una de las debilidades inherentes de la amalgama.

La resistencia a las amalgamas ha sido medida bajo tensión de compresión usando muestras dimensionales comparadas con el volumen de restauraciones físicas de amalgama. Cuando se mide así la resistencia, la resistencia a la compresión es de 310 MPa. Cuando se manipulan correctamente, muchas de ellas mostrarán mejores valores.

La resistencia de la amalgama es más adecuada a resistir el potencial compresivo de carga. Las amalgamas son más débiles bajo tensión que bajo compresión. Las amalgamas con alto o bajo contenido de cobre tienen resistencia a la tensión entre 48 y 70 MPa.(5)

ESCURRIMIENTO

Distensión o deformación que depende del tiempo producida por tensión. el proceso de escurrimiento puede hacer que una restauración de amalgama se extienda fuera de la preparación de la cavidad, incrementando la susceptibilidad a la rotura marginal. Se ha encontrado que la velocidad de escurrimiento se correlaciona con el efecto marginal de las amalgamas tradicionales de bajo contenido de cobre, dando así, a mayor escurrimiento, mayor grado de deterioro marginal

Sin embargo para las de alto contenido de cobre, el escurrimiento no es predecible de fractura marginal. Muchas de éstas, tienen una velocidad de escurrimiento de 0.4% o menos. Es prudente seleccionar la aleación comercial que tenga velocidad de escurrimiento menor que el nivel de 3%, según la Especificación núm.1 de la ADA. En esta especificación, los valores de escurrimiento para las de bajo contenido de cobre, se encuentran entre 0,8 y 8%. Las de alto contenido de cobre tienen menor valor, algunas incluso menos de 0.1%.(4)

PIGMENTACIÓN Y CORROSIÓN

Las restauraciones de amalgama se pigmentan y corroen con frecuencia en el medio bucal. El grado de pigmentación y el cambio cromático resultante depende del ambiente bucal individual, y hasta cierto punto, de la aleación en particular utilizada.

Estudios electroquímicos señalan que como resultado del proceso de pigmentación hay un efecto de pasividad que ofrece protección parcial contra la corrosión. La pigmentación si bien no es estética, por el sulfuro de plata negro, no significa que necesariamente se presente corrosión activa y la falla de la restauración.

La corrosión de una restauración recientemente colocada, acaece en la interfase entre el diente y la restauración. Este espacio permite la microfiltración de electrólitos. La acumulación de productos de corrosión sella de manera gradual dicho espacio, y hace que la amalgama sea una restauración autosellante. Los óxidos y los cloruros de estaño son los productos de corrosión encontrados en las amalgamas. Se localizan entre la interfase del diente y la aleación, y penetran en la masa de restauraciones antiguas de amalgama (4)

CONSISTENCIA DE LA MEZCLA

Es evidente que la combinación adecuada de la aleación y del mercurio es importante. En esta etapa, se establece en gran medida la composición final de la amalgama, determinando las propiedades físicas. Es posible establecer el tiempo conveniente observando la consistencia de la mezcla. Como ejemplo podemos decir, que si la amalgama tiene una consistencia granulosa, será débil, y si la superficie se encuentra áspera, después de tallar la amalgama granular, disminuirá su resistencia a la pigmentación.(8)

CONDENSACIÓN

Tiene como consistencia compactar la amalgama en la cavidad preparada a fin de conseguir la mayor densidad posible, con mercurio suficiente como para garantizar la continuidad de la fase matriz de las partículas remanentes de la aleación. Consiguiendo este objetivo, la resistencia de la amalgama aumenta, y disminuye su escurrimiento. (5)

TALLADO Y TERMINADO

Después de que la amalgama se condensa en la preparación, se talla la restauración para reproducir la anatomía dental adecuada. Si el tallado es muy profundo, el volumen de la amalgama disminuye, en especial en las superficies marginales. Si dichas zonas son bastante delgadas, pueden fracturarse bajo fuerzas masticatorias (5)

INTOXICACIÓN POR MERCURIO

La amalgama, tiene en su composición mercurio, el cual se puede convertir en una toxina letal en la boca cuando se vaporiza. Cuando se aplica en los dientes, el mercurio, genera corrientes eléctricas que dañan a la boca de los pacientes, (esta es alguna de las opiniones que tienen algunos médicos con respecto a la amalgama) (9)

Se ha descubierto que cuando se mastica , la producción de vapores tóxicos aumenta hasta seis veces. El Dr. Fritz Lorscheider publicó en la revista *Insight* un artículo sobre el tema y su conclusión es : *"El mercurio es altamente permeable hacia las membranas celulares y como vapor puede fácilmente moverse a través de los pulmones hacia la sangre y el tracto gastrointestinal".*(9)

Es importante aclarar que cuando una persona presente intoxicación crónica por mercurio, no debemos culpar a la amalgama dental únicamente, puesto que el mercurio puede adquirirse accidentalmente a través de diferentes formas. Como lo es el caso del carbón, interruptores eléctricos de mercurio y baterías eléctricas. Algunas personas se contaminan de mercurio al romperse los bulbos de barómetros o termómetros de mercurio; sin mencionar a los trabajadores industriales que trabajan con este metal.(9)

CAPÍTULO III

RESINAS COMPUESTAS

Las resinas sintéticas incluyen como materiales de restauración, porque son insolubles, estéticas, insensibles a la deshidratación, económicas y fáciles de manejar. Éstas fueron introducidas a finales de los años cuarenta y principios de la década de 1950; reuniéndose los requisitos de materiales estéticos y durables para dientes anteriores.

El mayor avance ocurrió cuando Bowen en la década de 1960, desarrolló un nuevo tipo de material compuesto, teniendo como principales innovaciones el bisfenol A-glicidil metacrilato (bis-GMA), una resina de metacrilato, y el uso de silano que cubría las partículas de relleno para lograr el enlace químico de la resina. Empezando a reforzar resinas epóxicas con partículas de relleno. Con este logro, los materiales compuestos rápidamente reemplazaron a los cementos de silicato y a las resinas acrílicas para restauraciones estéticas en dientes anteriores. (5,10)

1. DESCRIPCIÓN

Las resinas compuestas o composites son una mezcla o combinación de al menos dos materiales químicamente diferentes (ej. Metales, polímeros, cerámicas, etc), con una interfase que separa los componentes y que le confieren propiedades distintas que no podían ser obtenidas por alguno de los componentes aisladamente (10)

Por lo tanto un material restaurativo de resinas compuestas, es aquel en que una cantidad máxima de relleno inorgánico ha sido adicionado a una mínima cantidad de una matriz consistente de una resina orgánica polimerizable de cadenas cruzadas. Para obtener estas resinas

compuestas se mezclan los componentes entre sí, provocando una reacción de polimerización que puede ser iniciada por medio del calor, luz ultravioleta, luz halógena, o por activadores químicos, dando lugar a la formación de un polímero de cadenas cruzadas y alto peso molecular.(10)

2. COMPOSICIÓN

Los modernos materiales de restauración contienen un número de componentes. Los principales constituyentes son la matriz de la resina y las partículas inorgánicas de relleno. Además se requieren de otros componentes, para lograr la efectividad y durabilidad del material. Como es que requiere de un silano como agente, para mantener el enlace entre las partículas de relleno inorgánico y la matriz de la resina, así como también de un iniciador-activador para polimerizar la resina. Pequeñas cantidades de otros aditivos proporcionan estabilidad de color y previenen un polimerizado prematuro (inhibidores como la hidroxiquinona) Los compuestos deben tener pigmentos que activen un color aceptable a la estructura del diente.(10)

En 1990 la compañía Ivoclar, determinó que los componentes requeridos para una resina compuesta son:

MATRIZ DE RESINA (4, 5, 10)

- **Monómeros.** Son diacrilatos aromáticos o alifáticos Bis-GMA, dimetacrilato de uretano (UEDMA) y dimetacrilato de trietilenglicol (TEGMA), son los dimetacrilatos más comúnmente usados en los compuestos dentales
- **Partículas de relleno.** Estas partículas dentro de la matriz mejora significativamente sus propiedades, siempre y cuando las partículas de relleno se unen a ella. De otra forma, las partículas de relleno

pueden debilitar al material. Las partículas de relleno son producidas por un pulido o trituración de cuarzo o vidrio en tamaños que oscilan entre 0.1 y 100 micrones, también partículas de sílice coloidal. El litio, bario y estroncio, son usados en algunos vidrios para impartir radiopacidad.

- **Agentes de acoplamiento.** El enlace entre las dos fases del compuesto es proporcionada por un *agente de acoplamiento*. Este agente aplicado en una forma adecuada, puede impartir propiedades físicas y mecánicas mejoradas y proporcionando estabilidad hidrolítica para prevenir la penetración de agua a través de la interfase relleno-resina. Los agentes más frecuentes son los silanos orgánicos, como gamma-metacriloxipropiltrimetoxisilano; en estado hidrolizado, el silano contiene los grupos silanol que pueden enlazarse con silanoles sobre superficies de relleno por la formación de un enlace de siloxano (S-O-Si). Los grupos metacrilato del componente organosilano forman enlaces covalentes con la resina cuando ésta polimeriza, completando el proceso de acoplamiento.
- **Sistema activador-iniciador.** Los monómeros de metil metacrilato y dimetilmetacrilato polimerizan por la adición de mecanismos de polimerización iniciados por radicales libres, que son generados por activación química o energética (calor o luz).
- **Inhibidores.** Para evitar o minimizar la polimerización espontánea de los monómeros. Estos tienen fuerte potencial de reacción con radicales libres. Cuando se forma un radical libre, como en una breve exposición a la luz cuando se dispersa el material, el inhibidor reacciona con el radical libre y así inhibe la propagación de la cadena, terminando así la capacidad del radical libre de iniciar el proceso de polimerización. Un inhibidor típico es el hidroxitolueno butilado, en concentraciones de 0.01% por peso.

- **Modificadores ópticos.** Para lograr la apariencia del diente, los compuestos deben de tener una coloración visual (matizado) y translucidez que puede simular la estructura dentaria. El matizado es logrado, por la adición de diferentes pigmentos, que consisten en óxidos metálicos diferentes que se agregan en cantidades pequeñas. La translucidez u opacidad, es para simular la dentina y el esmalte, para aumentar la opacidad los fabricantes adicionan dióxido de titanio y óxido de aluminio en pequeñas cantidades (0.001 a 0.007% en peso) a los compuestos.(4,5,10)
- En esta investigación ocupamos la resina Filtek Z250 A1 Shade, 3M ; que en su composición contiene: Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, zirconia, sílice, entre otros.

3. CLASIFICACIÓN

Las resinas compuestas se clasifican en base al tamaño promedio de las partículas de relleno, además del grado de volumen del relleno, el tamaño y la distribución del tamaño, el índice de refracción, la radiopacidad y el endurecimiento; utilizándose como factores importantes, para determinar sus propiedades y su aplicación clínica.

Se han propuesto numerosos sistemas de clasificación para los compuestos a base de resina. Uno de ellos se basa en el tamaño de la partícula principal de mayor relleno (cuadro 1)(5)

Cuadro 1. Clasificación de los compuestos a base de resina

CATEGORÍA	TAMAÑO PROMEDIO DE LA PARTICULA (MICRONES)
Compuesto tradicional	8-12
Compuesto relleno de partículas pequeñas	1-5
Compuesto con microrrelleno	0.04 - 0.4
Compuesto híbrido	0.6 - 1.0

4. POLIMERIZACIÓN

Como sabemos los primeros compuestos fueron curados por un proceso de polimerización activada químicamente (curado químico o autocurado). Este proceso se iniciaba mezclando las dos pastas. El problema con este tipo de polimerización, es que se incorporan burbujas de aire y el operador no tiene el control del tiempo de trabajo.

Para evitar estos problemas se han creado los materiales que no requieren de ser mezclados, que tienen como objetivo el uso de una fuente de luz para activación del sistema iniciador; a este tipo de polimerización se le llama fotopolimerización (fotocurado). Este sistema tiene ventajas significativas porque el operador puede completar la obturación y el modelado; cuando el operador ha terminado sólo bastan 40 segundos máximo, para que la resina se polimerice.

Los sistemas de fotopolimerizado no son sensibles a los inhibidores de oxígeno como los de autocurado. Para utilizar la técnica de fotopolimerizado, la resina hay que colocarla en capas hasta dar volumen de espesor de 2 mm

Las modernas lámparas son aparatos manuales que contienen la fuente de luz y están equipadas con una guía roja y tienen un fusible de fibra óptica. Las lámparas utilizan un bulbo de luz halógena de tungsteno, esta luz generada por el bulbo pasa a través de un filtro que remueve el espectro infrarrojo visible para longitudes de onda mayores de 500 nanómetros. Estas lámparas, son diferentes, en cuanto a la salida de longitud de onda y la intensidad de la luz.

La fuente de luz genera diferentes intensidades con el tiempo, dependiendo de la calidad y edad de la lámpara, así como la presencia de contaminación (residuos de material en la punta de la luz), la distancia entre la punta de la luz y la restauración. Por lo tanto, el operador debe

revisarla con regularidad y colocar la punta de la luz tan cerca como sea posible de la restauración.(5)

Los coeficientes de atenuantes de la luz de diferentes compuestos, varían considerablemente de uno a otro material, dependiendo de la opacidad, tamaño del relleno, concentración del mismo y matiz de los pigmentos. Los fabricantes recomiendan los tiempos de curado para cada material y matiz, según el aparato de curado.(5)

5. PROPIEDADES

Las resinas compuestas condensables, de reciente introducción, tienen propiedades físicas superiores a la amalgama, resolviendo problemas clínicos relacionados comúnmente con las resinas para dientes posteriores y se manipulan y colocan en forma muy parecida a la amalgama.(11)

Las resinas condensables ofrecen la oportunidad de dar un mejor servicio de restauración, combinando técnicas familiarmente conocidas. Las restauraciones de dientes posteriores con resinas compuestas tienen las siguientes ventajas sobre las amalgamas:

- Las resinas se adhieren tanto al esmalte como la dentina gracias a los nuevos adhesivos. Esta unión micromecánica y química provee de excelente sellado marginal y crea un bloque del diente y restauración, más resistente a la fractura, que el diente preparado
- Las resinas permiten hacer una preparación mucho más conservadora para la restauración. Las técnicas de adhesión requieren solamente de la remoción de caries.

- o Las resinas tienen color-diente, por lo que son estéticamente deseables. Su apariencia es más natural y esto involucra al paciente en su cuidado. Las restauraciones estéticas motivan a los pacientes para tener un mejor cuidado en casa.

- o La consistencia de estas nuevas resinas compuestas distiende de las bandas matrices, permitiendo la formación de contactos interproximales estrechos; disminuyendo la posibilidad de fracturas marginales, permitiendo la colocación de capas más gruesas dentro de la preparación.

- o Las resinas compuestas nos ofrecen una técnica fácil, predecible y familiar para obturar los dientes posteriores (además de los dientes anteriores), nos dan una restauración estéticamente atractiva y durable, que es una excelente alternativa para la amalgama (11)

CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN Y STRESS

La **contracción de polimerización** y el **stress** son las principales desventajas que presentan las resinas compuestas que se utilizan como material de restauración directa. Los pioneros en esta área son 3M, ESPE, DEGUSSA, IVOCLAR - VIVADENT, KERR, DENSTPLAY, los cuales centran su atención en la manipulación e hibridación química de las fórmulas convencionales de los composites, con la finalidad de mejorar estas características (12)

- a. Las resinas compuestas debido a sus elementos que la constituyen, reaccionan dando lugar a una serie de mecanismos, entre ellos el stress y la contracción de polimerización. Estas resinas como sabemos poseen tres componentes principales:
- b. Un relleno inorgánico; generalmente de partículas de vidrio, cuarzo o sílice.
- c. Agente de unión; un grupo silano que actúa uniendo los sistemas anteriores.(13)

Los sistemas convencionales de resinas dentales, hasta ahora, se contraen al polimerizar, porque en un estado inicial las unidades monoméricas se encuentran separadas entre si por distancias correspondientes a las *Fuerzas de Van der Waals*, y en un polímero final, las unidades de monómeros se encuentran a distancia de enlaces covalentes menores. Por esto, la matriz final tendrá un volumen inferior al que tenían en su composición inicial (13)

CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN

Se le denomina, a la discrepancia de valores entre el volumen inicial y el volumen final de la resina compuesta una vez que se ha polimerizado, que a su vez deriva una serie de efectos secundarios, como son: fallo marginal, caries secundaria, dolor posoperatorio, lesión pulpar, fracturas adhesivas o cohesivas del material restaurador, y fracturas de la estructura dental (13)

CANTIDAD DE CONTRACCIÓN.

El volumen oscila entre 1.35 – 7.1% según el Dr. Rixio, para los materiales de restauración, y un 2.5 – 4% para los cementos. Se incluye de manera general, que cuando mas bajo es el peso molecular promedio de la mezcla de monómeros de la resina, mayor sera el porcentaje de

contracción volumétrica; es decir, mientras menor sea la viscosidad del material, mayor será la contracción.(13)

La viscosidad del material, se adopta en el proceso de fabricación a las necesidades químicas de tres métodos principalmente:

- Variación del porcentaje (tipo y cantidad de relleno)
- Añadiendo resinas de menor peso molecular (tietilenglicoldimetacrilato –TEGMA-, etilenglicol dimetracrilato –EGDMA-, o bisfenol metacrilato –BISMA-, o la combinación de ambos.(14)

El menor peso de las resinas, hace que la fluidez de la mezcla mejore, y la movilidad de los grupos activos favorezca el entrecruzamiento de las cadenas en el momento de la polimerización; mejorando las propiedades finales del producto. Aunque trae como consecuencia un aumento en el porcentaje de contracción tridimensional, debido a un acercamiento molecular, incrementando el número de enlaces C=C por unidad de volumen, y aumento del grado de conversión.(15)

DESARROLLO DEL STRESS

El proceso de desarrollo del stress que se desarrolla en el seno de un material que polimeriza en una cavidad adhesiva es compleja. Este tipo de stress tiene, dos componentes principales:

- **Perpendicular a la interfase.** Responsable de la deformación del diente y la restauración, y del despegamiento (si llega a producirse) parcialmente
- **Paralelo a la interfase.** Este colabora en la destrucción de sí misma a través de un mecanismo de cizallamiento (16)

Durante el polimerizado de una restauración adherida, ocurre un proceso dinámico y complejo(17). La limitación espacial que se impone a la contracción, debido a las condiciones adhesivas, produce un stress en el material que cuando excede su límite elástico, es capaz de producir una deformación plástica permanente.

Al iniciarse el polimerizado, el límite elástico de la resina compuesta o composite, es bajo; por lo que la deformación plástica de la resina se consigue sin daño alguno, ya que las moléculas tienen la capacidad de deslizarse unas sobre otras. A este tipo de deformación se le denomina *flujo*, en la cual el material puede deformarse sin la producción de stress gracias a la *movilidad molecular*.(13)

Cuando avanza la polimerización, la *movilidad* y el *flujo* disminuye, aumentando la rigidez, lo que se traduciría como *aumento del stress* que se refleja en el volumen total del material. La tensión generada en la zona del material adyacente a las paredes cavitarias, son las causantes del stress, que afectará más a la restauración definitiva, puesto que causará fallos en la interfase (18)

Este tipo de stress puede producir un fallo cohesivo o adhesivo entre el material restaurador y el diente (ausencia de gaps o dehiscencias en la interfase); existiendo la posibilidad de una discontinuidad de dicha interfase, que se recupera después, gracias a la expansión higroscópica del material o la dentina (18)

El componente traccional del stress perpendicular a la superficie del diente, se localiza en los márgenes cavitarios, y aumenta su valor al avanzar la polimerización en profundidad. Al iniciarse la polimerización, el stress de cizalla se dirige hacia la cara libre externa, donde inicia, al avanzar la polimerización dirige hacia el fondo de la cavidad. En la restauración ya polimerizada totalmente, el stress residual final de cizalla es multidireccional (unos vectores de fuerza van hacia la superficie

externa de la cavidad, y otros se dirigen hacia el interior), esto se origina aproximadamente por debajo de la línea amelodentinaria.(19)

CANTIDAD DEL STRESS

La tensión a la que se somete un cuerpo, se expresa en unidades de fuerza por unidad de superficie, generalmente se utiliza el Megapascal (MPa), que equivale a 1 Newton sobre milímetros cuadrados: 1N/mm². en otras unidades 1 MPa: 10.2 kg/cm². (13)

El valor del stress de contracción durante la polimerización, la cuantifican algunos estudios como cifras de tensión no elevadas. Según Condon y Ferracane varían entre 2-10 MPa; otros autores, utilizando métodos de análisis fotoelásticos, han encontrado niveles de tensión más altos (23 MPa en líneas de ángulos internos), aunque éstos valores no sean clínicamente aplicables.(13)

RELAJACIÓN DEL STRESS

El stress del diente-adhesivo-material; puede llegar a relajarse, sin esperar que una interfase previamente destruida por el stress de polimerización, pueda recuperarse íntegramente. Lo que se puede esperar es la existencia de una mejor aposición y una retención mecánica, con contactos íntimos entre las interfases (13)

Las principales relajaciones del stress son

- Expansión higroscópica (según Feilzer y cols., con el tiempo se produce una relajación del stress, al absorber agua el material de su entorno)
- Tipo de resina (los monómeros bis-GMA, TEGDMA Y UDMA, absorberán más agua que otros

- Relleno (los grupos silano, son poco estables hidrolíticamente).
- Grado de polimerización de la resina (saturación de grupos activos, la rigidez y permeabilidad de la malla resinosa, mientras la viscosidad del material sea menor, se podrá obtener mayor grado de conversión).
- Accesibilidad al agua. sus vías son: zonas internas y externas, entre la dentina y la restauración.

Hay nuevos materiales, llamados *Monómeros sin contracción*, como son los compuestos bicíclicos (espiroortoésteres u ortocarbonatos, lactonas, ciclooctanos), éstos contienen en su fase monomérica, anillos aromáticos que se abren durante el proceso de polimerización, y actúan disminuyendo la contracción de polimerización; inclusive producen expansión en algunos materiales. Otros son los oxibismetacrilatos, dichos compuestos basan su función en la creación de pseudoanillos expansibles.(13)

CAPÍTULO IV

COMPÓMEROS

Los cementos de ionómero de vidrio han evolucionado con tecnología de compuestos de resina, produciendo una gran variedad de nuevos materiales, los cuales son usados en Odontología Restaurativa. Los **compómeros** tienen como objetivo, combinar las ventajas de los ionómeros de vidrio y los composites, en un solo material.(20)

Antonucci et al , Mathis y Ferracane, desarrollaron la primera resina, modificando los cementos de ionómero de vidrio. En una investigación posterior, Dentsplay / De Trey, crearon un prototipo de material llamado K71; en la cual combinaron la química, las propiedades del material y las técnicas de trabajo de los composites y los ionómeros de vidrio. Su matriz de fluoruro liberado combinado con un solo componente adhesivo, fue conveniente para las restauraciones de clase V y III.(20)

En 1993, fue introducido en el mercado Europeo como *Dyract*, y ahora se encuentra en la mayoría de los consultorios del mundo. En 1995 Vivadent introdujo un material semejante llamado *Compoglass*, y una variedad de productos relacionados. Krejci detalló a Dyract como "compómero", que combina los polímeros de los compuestos con las características de ionómero de vidrio que podían incluir la adhesión a la estructura del diente y propiedades cariostáticas debidas a la liberación del flúor.(21)

1. DESCRIPCIÓN

Los compómeros son un nuevo tipo de material, que ha sido utilizado ampliamente como material restaurador. Estos materiales aparecen en el mercado como respuesta a la necesidad de un material de restauración que posea las ventajas que presentan tanto los ionómeros de vidrio como los composites y no así sus desventajas.(22)

Como se menciona anteriormente, éstos incorporan propiedades tanto de los ionómeros de vidrio como de los composites. Es sencillo pensar en los ionómeros de vidrio y los composites como dos polos opuestos en la formulación de materiales de restauración. Según las reacciones características de cada uno de ellos, hay un amplio mercado de materiales, desde ionómeros, hasta composites, que se pueden utilizar como materiales de restauraciones estéticas, dependiendo de la mezcla y las características de cada uno de ellos.(23)

Si bien los composites ofrecen alta resistencia a la abrasión, excelente estética y estabilidad en la boca, poseen desventajas como su contracción de polimerización, no se adhieren a esmalte y dentina, no liberan fluoruros y requieren de aislamiento absoluto por su alta sensibilidad a la humedad.

Por otro lado, los ionómeros de vidrio si se adhieren a las estructuras dentales (esmalte y dentina), liberando fluoruros; pero su poca resistencia a la abrasión, su estética defectuosa y la necesidad de mezclarlos trae experimentadas alteraciones en sus propiedades mecánicas.(22)

Los compómeros no son considerados ionómeros de vidrio, ya que no poseen dos reacciones que determinen su endurecimiento. Si son resinas reforzadas, que se diferencian de los composites tradicionales porque una vez polimerizado el material y en contacto con la humedad

del medio bucal experimenta reacciones químicas adquiriendo características típicas de un ionómero de vidrio.(24)

2. TIPOS

Los compómeros se diferencian entre si, dependiendo del fabricante. De esta fabricación depende el tamaño de las partículas y la forma de librar el flúor. De la primer característica depende la dureza y resistencia a la abrasión que cada uno posea. Actualmente algunas de las marcas disponibles en el mercado son: (22,25)

- **Dyract, Dentsply De Trey.**
- **Dyrac AP, Dentsply De Trey.** Difiere del anterior, en que las partículas de vidrio que posee considerablemente menores, en el agregado de una nueva resina que también contribuye en dureza y en la mayor concentración de flúor en su estructura.
- **F200, 3M.**
- **Compoglass F, Vivadent.** Al igual que el Dyract AP, contiene mayor cantidad de flúor y tamaño de la partícula de vidrio menor a la de los compómeros.

En este estudio se utilizó Dyrac AP A2, DENTSPLY De Trey.

3. REACCIÓN DE FRAGUADO

Se produce en dos fases: (25)

- ❖ En la primera fase (reacción del composite) se da la polimerización de radicales libre, por medio de una reacción rápida, donde los fotoiniciadores desencadenan el entrecruzamiento de las cadenas monoméricas y continúa con la presencia de radicales libres hasta formar un polímero.

- ❖ **La segunda fase (reacción del I.V.), es una reacción ácido-base, lenta, pero donde se forman hidrogeles en la estructura del compómero con enlaces transversales y liberación de flúor.**

4. PROPIEDADES (19)

- **Gran adhesión a esmalte y dentina.** Permite que el tallado sea más conservador y proporciona así, mayor retención de las obturaciones.
- **Excelente estética.** Ofrecen una amplia variedad de colores y poseen un relleno que facilita el pulido y disminuye la retención de placa bacteriana.
- **Buena adaptación marginal.** Reducen la posibilidad de nichos para los microorganismos, evitan la coloración marginal y favorecen la adhesión con la estructura dentaria.
- **Alta liberación de fluoruros.** Con esta propiedad se reduce la incidencia de caries secundarias, constituyendo una de las principales ventajas de los compómeros debido a que la liberación iónica, se produce por un periodo prolongado de tiempo y en altas concentraciones; aunque esta liberación es menor a la de los cementos de ionómero de vidrio de fotocurado convencional
- **Fácil y rápida manipulación.** Por un lado, el adhesivo es monocomponente, y en segundo lugar, los compomeros presentan una óptima consistencia, no son pegajosos, permitiendo un buen pulido y sencilla elección de color.

- **Radiopacidad.** Aproximadamente igual de opacos a los rayos x como la dentina.
- **Baja contracción de polimerización.** Con la finalidad de disminuir al mínimo la contracción de polimerización, deben aplicarse en las restauraciones capas que no se excedan de 3 mm.
- **Dureza superficial y resistencia a la abrasión.** Poseen las mismas magnitudes de ambas propiedades que los composites híbridos, lo que hace al compómero, útil en restauraciones con stress oclusal. Esta propiedad aumenta con la reducción del tamaño del cristal.
- **Biocompatibilidad y riesgo toxicológico mínimo.** Lo hacen apto para cumplir la función de material de restauración
- **Los compómeros filtran menos que los ionómeros de vidrio.** Empleando el Dyract, con la técnica de grabado total, se obtuvo menor filtración que con la técnica convencional.
- **El patrón de fractura de los compómeros** , como Dyract y Compoglass presentan un patrón de fractura limpio, con dos divisiones.

CAPÍTULO V

IONÓMERO DE VIDRIO

Muchos ionómeros de vidrio comerciales son empleados actualmente en aplicaciones restaurativas y para reconstrucción de coronas, muñones o ambos. El estándar ISO 9917 (1991), clasifica a estos productos como ionómeros de vidrio. Desde la creación de los ionómeros de vidrio originales (Wilson y Kent, 1971), estos productos han experimentado considerables mejoras y modificaciones. A través de los avances tecnológicos y técnicas, los ionómeros de vidrio ordinarios generan resultados clínicos exitosos (Wilson y McLean, 1988).(26)

1. DESCRIPCIÓN

El cemento de **ionómero de vidrio** es el nombre genérico de un grupo de materiales que usan el polvo de vidrio de silicato y una solución acuosa de ácido poliacrílico. El ionómero de vidrio adquiere su nombre de la fórmula de su polvo de vidrio y ácido ionomérico que contiene grupos carboxilo.(5)

Los cementos de ionómero de vidrio , son cementos con base agua. Contienen en un vidrio de aluminio y silice con un alto contenido de fluoruro que interactúa con un ácido polialquenoico o poliacrílico que posee aditivos como el ácido itacónico y tartárico (27)

2. CLASIFICACIÓN

El uso de los ionómeros de vidrio (I.V.) se ha ampliado para abarcar formulaciones como agentes de cementación, forros, materiales de restauración para clases I y II, centros de reconstrucción, sellador de foseas y fisuras (5)

Hay tres tipos de I.V. que dependen de su formulación y sus usos potenciales. Se designan de esta forma: (27)

- **Tipo I Cementos para base y cementado**
 - Para el cementado de entes protésicos
 - Fraguado rápido con pronta resistencia a la absorción de agua.
- **Tipo II Cementos de restauración**
 - Para cualquier aplicación que requiera una restauración estética.
 - Prolongada reacción de fraguado.
- **Tipo III Cementos selladores**
 - Fraguado rápido con pronta resistencia a la absorción de agua.
 - Espesor final de la película de 2.5 micrones o menos.
- **Tipo IV Cerments**
- **Tipo V Cementos multipropósito**

3. COMPOSICIÓN

Polvo. Es un vidrio de fluoroaluminosilicato cálcico soluble en ácido. La composición de los polvos de I.V. son (Si O₂, Al₂ O₃, AlF₃, CaF₂, NaF, AlPO₄) Los materiales en bruto se funden para formar un vidrio uniforme al calentarlos a una temperatura de 1 100° C a 1 500° C. Se le adiciona lantano, estroncio, bario u óxido de cinc, para proporcionar radiopacidad. Las partículas del polvo son de tamaño entre 20 y 50 micrones (5)

Líquido. Son soluciones acuosas de ácidos poliácridicos en una concentración de 50%. El líquido es algo viscoso y tiende a gelificarse con el tiempo. El ácido se encuentra en forma de copolímero con ácido itacónico, maleico o tricarbóxico. Estos perfeccionan algunas de sus

propiedades. El ácido itacónico reduce la viscosidad del líquido y lo torna más resistente al congelamiento. El ácido tartárico aumenta la fuerza cohesiva, la resistencia a la compresión y mejora el tiempo de trabajo. El líquido tiene la propiedad de quelar iones calcio de la estructura del diente, produciendo la unión química entre la estructura dental y el material, consiguiendo de esa manera la retención del cemento al diente.(5)

Al reaccionar ambos componentes, se obtiene como resultado un cemento consistente en partículas de vidrio rodeadas y sostenidas por una matriz que surge de una disolución de la superficie de las partículas de vidrio en el ácido.

El ionómero de vidrio se ocupó en este estudio fue Ketac Molar 3M ESPE, Polvo y Líquido.

4. REACCIÓN DE FRAGUADO

La reacción ácido-básica, ocurre en varios niveles simultáneos. Inicialmente con los iones metálicos (calcio y aluminio), son extridos de las partículas de vidrio, formando sales insolubles que llevan a la gelificación, que permite la adhesión inicial a la estructura dentaria.

En los primeros niveles, las ligaciones cruzadas, principalmente de iones calcio, producen un material de baja resistencia y rigidez, así como de un alto fluído plástico. Una vez que los iones calcio están envueltos, los iones aluminio empezarán a formar cadenas de aluminio y poliacrilato; siendo que estas son más o menos solubles y más fuertes, forman la matriz final (27)

Esta matriz es insoluble en líquidos orales, pero como las gotitas de flúor presentes no son parte del sistema matriz, la capacidad de

desprender iones fluoruro dentro de la estructura circundante del diente y saliva se mantiene. La completa maduración y resistencia a la pérdida de agua no se conseguirán hasta al menos dos semanas para las variaciones de fraguado rápido y posiblemente seis meses para los cementos estéticos de fraguado lento.(28)

Sin embargo, esta resistencia temprana a la absorción de agua no bloquea el agua retenida dentro, y todos los cementos de fraguado rápido permanecen sujetos a deshidratación. Por lo tanto al usarlos como base o protección no se debe dejar expuestos al aire más de lo necesario ya que pueden resquebrajarse.(29)

5. PROPIEDADES

ADHESIVIDAD

Los cementos de I.V. tienen la adhesión a esmalte, dentina cemento y otras sustancias polares. La adhesión a dentina es entre un cuarto y la mitad de la fuerza de unión entre resinas compuestas y el esmalte grabado por ácidos. Esta adhesión da como posible empleo de estos materiales para restaurar cavidades con una mínima preparación (27)

La calidad e intensidad de la adhesión de los cementos ionoméricos con la estructura dental puede ser afectada por algunos factores como:

- ✓ La resistencia física del material
- ✓ La naturaleza del sustrato
- ✓ La contaminación superficial
- ✓ El tipo de tratamiento o limpieza será ejecutada en la superficie sobre la cual se colocará el cemento.

- ✓ El barro dentinario formado durante la preparación, mediante el uso de los instrumentos cortantes, rotatorios específicamente, es un obstáculo en la adhesión; además de dar la capacidad de albergar bacterias. Por tal motivo debe la cavidad de ser acondicionada con ácido poliacrílico.

ACCIÓN PREVENTIVA

Debido a la liberación de flúor por estos cementos, la resistencia a la caries del esmalte adyacente a la restauración se observa consideradamente aumentada.(27)

BIOCOMPATIBILIDAD

Producen una respuesta pulpar leve, comparado con los cementos de fosfato y silicato, solucionándose en 30 días sin advertirse aumento en la formación de dentina secundaria. La respuesta de tejidos gingivales es mínima.(27,30)

RESISTENCIA A LA ABRASIÓN

Se encuentra considerablemente más baja que las de las resinas compuestas y semejantes a los silicatos. Esta propiedad se dan por las cadenas de uniones covalentes y los entrecruzamientos de uniones iónicas que hacen que una vez maduro, el ionómero libere solo los elementos no incluidos en la matriz.(26)

RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN

En una investigación los resultados arrojaron, que en un periodo de 24 horas los ionómeros de vidrio ordinarios, exhibieron una menor resistencia a la compresión que los ionómeros modificados con metacrilato (26)

ESTÉTICA

Su apariencia es peor que la de los cementos de silicato y resinas compuestas por la gran opacidad que los caracteriza.(27)

MICROFILTRACIÓN

En un estudio realizado bajo condiciones *in vitro* se encontró que, el efecto que causa la microfiltración depende tanto del material como del tejido. En dentina, el ionómero de vidrio decrece en cuanto a la microfiltración que se encuentra en la dentina marginal.(31)

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los materiales como: amalgama, resina, ionómero de vidrio y compómero , se utilizan comúnmente en Odontopediatría para la restauración de dientes posteriores. Estos materiales nos ofrecen buenas propiedades para su uso; algunos de ellos se emplean con mayor frecuencia en odontopediatría debido a que liberan iones flúor , por lo que los convierte en materiales de restauración cariostáticos (ionómero de vidrio y compómero) , así como también en ellos se ocupan adhesivos (compómero y resina), en los cuales se mejora la adhesión del material restaurativo a la estructura dentaria; y otros como la amalgama que tiene una amplia y reconocida utilización.

JUSTIFICACIÓN

En la actualidad, se realizan diversos estudios en los materiales de restauración, con respecto a la microfiltración, liberación de flúor, etc. En Chiba, Japón se llevó a cabo un simposio ("Métodos de Pruebas de Adhesión a la estructura del diente"), en el cual se exponían diversas pruebas de adhesión, así como también diversos adhesivos, los cuales eran estudiados por los Miembros del Grupo de Trabajo y Observadores, y al Comité de estándares de la Asociación Dental Americana, sobre los Productos Dentales

Por tal motivo se despertó el interés de realizar la prueba de *Resistencia al desalajo*, que fue propuesta por el Dr Barcelo en el año 2000, a los materiales amalgama, resina, ionómero de vidrio y compómero, ya que a estos materiales, utilizados sobre todo en Odontopediatría, no se les había realizado esta prueba, para así saber

cual de ellos muestran mejores resultados, en cuanto a la dificultad que ofrecen para desalojarse de una cavidad obturada con estos materiales.

OBJETIVO

Valorar la *Resistencia al desalojo* de una cavidad dentaria de esmalte y dentina, entre los materiales de restauración: amalgama, resina, ionómero de vidrio y compómero.

HIPÓTESIS

En base a investigaciones realizadas anteriormente y antecedentes de uso, es de suponerse que la amalgama, tendrá los mejores resultados, en cuanto a la *Resistencia al desalojo*, ante carga tangencial, que las resinas compuestas, compómero y ionómero de vidrio.

MATERIALES Y METODOLOGÍA

Se eligieron cuatro materiales de restauración: amalgama, resina, ionómero de vidrio y compómeros (Cuadro 1), a los cuales se le realizaran pruebas de resistencia al desalojo, en cavidades de esmalte y dentina; utilizando las técnicas de obturación como lo señalan los fabricantes en cada una de ellas

Para la realización de esta investigación, se utilizaron 40 muestras; las cuales formaron cuatro grupos 10 para cada material, las cuales fueron montadas en acrílico de 3 mm de espesor y 3 37 mm de diámetro.

Cuadro 1

MATERIAL	MARCA	FABRICANTE	LOTE	CADUCIDAD
Amalgama	Artalloy caps. #2	DEGUSSA Alemania	6071162/22	
Resina	Filtek Z250 A1 Shade	3M USA	1KH 1370A1	2004-04
Adhesivo	Single Bond 1105 1GA	3M USA		
Compómero	Dyract AP A2 Shade	DENTSPLY USA	0009000849	2002-09
Adhesivo	Prime Bond	DENTSPLY USA		
Ionómero de Vidrio (polvo)	Ketac Molar (color A 3)	3M ESPE USA	12748	2005-04
Ionómero de vidrio (líquido)	Ketac Molar	3M ESPE USA	120677	2002-12

Las muestras fueron hechas en base al corte de premolares sin caries, que fueron fijados en una reglilla de acrílico de 13 cm. X 3 cm. X 2 mm. , que presenta dos perforaciones sobre su eje mayor con una separación (una de otra) de 10.3cm. Las muestras se fijaron a la reglilla con resina acrílica. La reglilla con los dientes se fijan a la Máquina para cortes pequeños (*Gullins-Hamco Thin Section Machine, Hamco Machines Inc. Rochester NY. USA*) , por medio de dos tornillos sobre el soporte de acrílico que se encuentra dentro de la charola (fig 1) . Posteriormente los cortes de estos dientes son montados a su vez, en resina acrílica, dejando libre la superficie de esmalte y dentina, en un conformador de

TESIS CO
CARRERA DE ODONTOL
UNIVERSIDAD DE CUBA

muestras de la Norma núm. 27(31). Estas muestras se mantuvieron en agua, a una temperatura de 37°C.

A las muestras se le realizan cavidades en el centro del tejido dentario de esmalte y dentina 3.37 mm de diámetro, con fresas de diamante en forma de bola (0.35) y de barril (0.36) (EX-12 MANI INC. *Takanasawamachi Sioya-gun, Tochigi-kan Japan*) (fig.2). Se comenzó con la fresa de bola para abrir la cavidad y se terminó con la fresa de barril. Para la elaboración de las cavidades, las muestras se fijaron en la base de un microscopio; donde también se fijó la pieza de alta velocidad, para que la fresa perforara exactamente en el centro de la muestra (fig.3). Cabe señalar que las cavidades se realizaron con una buena irrigación de agua; además de utilizar 1 fresa de bola y 1 fresa de barril, por cada 5 muestras.

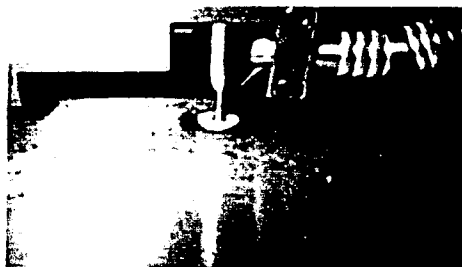
Fig. 1



Fig. 2



Fig. 3



Posteriormente se obturaban conforme indicaba el fabricante. Las muestras con amalgama *Artalloy* #2 de Degussa, que viene en cápsulas autoactivadas, con 2 dosis, y su composición es la siguiente:

AMALGAMA ARTALLOY

100 gr de aleación en polvo (80% esferas y 20% limaduras) contienen:

- 80 g de plata
- 13 g cobre
- 7 g estaño

Mercurio dental (99.999 %)

- La cápsula de 2 dosis contiene:
640 mg de aleación en polvo y 60 mg de mercurio dental.

se usó la siguiente técnica:

- 1) Limpiar las muestras con agua desionizada.
- 2) Secar la muestra con torunda de algodón.
- 3) Trituración en el amalgamador (*Mixomat Degussa*), por un tiempo de 10 segundos.
- 4) Colocar la amalgama dental *Artalloy caps. #2*.
- 5) Condensar la amalgama por 20 seg. con condensación manual, usando el área del condensador de 1.56 mm.
- 6) Colocar la segunda parte de amalgama dentro de la cavidad.
- 7) Condensar por 20 seg. con condensación manual, usando el área del condensador de 2.08 mm
- 8) Colocar la tercera parte de la amalgama, hasta sobreobturar, usando el área del condensador de 2.34 mm.
- 9) Empujar con la parte plana del condensador.

Para obturar con *Resina 3M Filtek™ Z250*, se utilizó esta técnica, llevando a cabo los siguientes pasos:

- 1) Limpiar la muestra con agua desionizada.
- 2) Eliminar la humedad excedente con algodón.
- 3) Grabar con ácido fosfórico (*Grabador 3M 1XE Scotchbond 7523*) por 15 seg. en esmalte y dentina
- 4) Lavar con pizeta, con agua desionizada, por 10 seg.
- 5) Absorber excedente de agua con algodón dejando el diente húmedo.

- 6) Usando la punta de un pincel totalmente saturada para cada capa, aplique 2 capas consecutivas del adhesivo (*3M Single Bond 1105 1GA*) al esmalte y dentina previamente grabados.
- 7) El adhesivo se reparte con un chorro de aire ligero por 3 seg. a 10 cm. de altura.
- 8) Polimerizar con luz halógena (*Lámpara Degulux alogen-Lichgerät/Alojen light Unit*) por un tiempo de 10 seg.
- 9) Colocar la resina (*3M FiltekTM Z250 Universal Restorative*) color A1 Shade.
- 10) Presionar con cinta mylar.
- 11) Fotopolimerizar por 20 seg.

Para la obturación con ionómero de vidrio *Ketac Molar ESPE* se usó la siguiente técnica:

- 1) Lavar las muestras con agua desionizada.
- 2) Secar con torunda de algodón.
- 3) Agitar la botella del polvo del ionómero.
- 4) Colocar 1 cuchara enrasada, en la loseta de vidrio.
- 5) Colocar 1 gota del líquido, manteniendo la botella del líquido vertical.
- 6) Agregar el polvo al líquido, extendiendo la pasta varias veces hasta que se logre una consistencia homogénea, durante 45 segundos.
- 7) Obturar la cavidad con un condensador, se presiona con cinta mylar.
- 8) Se le coloca vaselina a la muestra con la obturación.

La técnica utilizada para el *Compomero Dyract De Trey Ap* con el color A2 fue:

- 1) Limpiar las muestras con agua desionizada
- 2) Eliminar el exceso de humedad con torunda de algodón.

- 3) Aplicación del ácido fosfórico al 34%, grabando esmalte y dentina consecutivamente.
- 4) Enjuagar meticulosamente las áreas acondicionadas durante al menos 10 segundos.
- 5) Quitar el exceso de humedad con una torunda de algodón.
- 6) Dispensar el adhesivo Prime & Bond directamente sobre el cepillo desechable limpio, asegurándose de que el envase no entre en contacto directo con el cepillo.
- 7) Aplicar inmediatamente gran cantidad del adhesivo, para empapar todas las superficies del diente.
- 8) Esperar 20 segundos.
- 9) Quitar el exceso del disolvente, secando nuevamente con el aire seco por un tiempo de 5 segundos, a 10 cm. de altura, con un modulador a baja presión.
- 10) Fotopolimerizar el adhesivo durante 10 segundos.
- 11) Colocar el Compómero, con una jeringa de aplicación, directamente en la cavidad.
- 12) Presionar con cinta mylar.
- 13) Fotopolimerizar durante 40 segundos.

A las muestras se les quitó el excedente del material restaurativo mediante una pulidora metalográfica (*Buehler Ltd., 2120 Greenwood St., Evanston Illinois, USA*) y papel abrasivo de grano mediano; exponiendo ambos lados de la muestra.(Fig. 4).

Fig. 4

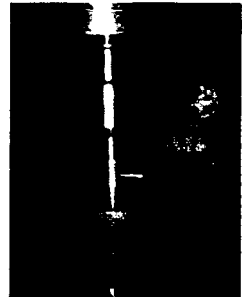


Una vez que se alisaron las muestras , fueron medidas con un vernier electrónico digital (MAX-CAL), para luego ser sometidas a la prueba de **Resistencia al Desalojo** propuesta por el Dr. Barceló en el año 2000. La cual consistió en someter a cargas tangenciales los materiales restaurativos; estas cargas fueron a 200 Kg durante 2 minutos en una Máquina Universal de Pruebas Instron (Model 1137, AMCO Engineering Co., Chicago IL. USA), a una velocidad de 1Kg X mm². (Fig.5,6).

Fig. 5



Fig. 6



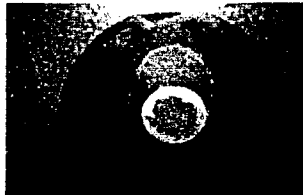
Desalojo Amalgama



Desalojo Resina



Desalojo Compómero



Desalojo Ionómero de Vidrio



RESULTADOS

Las pruebas de *Resistencia al desalajo* se sometieron a Análisis Estadísticos (ANOVA y Tukey), las cuales proyectaron los siguientes valores:

Prueba Normal: (P = 0.228)

Variables equivalentes a la prueba: (P = 0.396)

Resultados de los materiales en MPa

Material	Media	Desviación estándar	SEM
Amalgama	16.220	6.287	2.096
Resina	14.380	6.476	2.159
Compómero	16.274	8.156	2.719
Ionómero de vidrio	27.023	5.391	1.705

Capacidad de interpretación de la prueba con alfa= 0.050: 0.956

Variantes de origen	DF	SS	MS	F	P
Entre el tratamiento	3	968.987	322.996	7.374	<0.001
Residual	33	1445.381	43.799		
Total	36	2414.369			

Las diferencias en los valores de media, entre los grupos en tratamiento, aspirando grandes expectativas de cambio. Estos es estadísticamente significativa con una diferencia de ($P = < 0.001$).

Todos los materiales se sometieron a una prueba múltiple de comparación en parejas (Prueba de Tukey).

Factores de comparación

Comparación	Diferencia de Media	p	q	P < 0.05
Ionomero vs Resina.	12.643	4	5.880	SI
Ionomero vs Amalgama.	10.803	4	5.024	SI
Ionomero vs Compómero.	10.749	4	4.999	SI
Compomero vs Resina.	1.894	4	0.859	NO
Compómero vs Amalgama.	0.054	4	0.0247	NO
Amalgama vs Resina.	1.840	4	0.834	NO

El material que presentó mayores valores y tuvo diferencias significativas en las pruebas ANOVA y de Tukey, fue el ionomero de vidrio, el cual fue punto de comparación con los otros materiales de restauración, por su alto valor con respecto a la *Resistencia al desalajo*, no habiendo diferencia significativa entre amalgama, resina y compómero

DISCUSIÓN

Se pudo realizar la prueba al desalojo de acuerdo a la metodología propuesta por el Dr. Barceló en el trabajo presentado en el 2001 por el Dr. Sáez (31), teniendo como variante el de incluir dientes premolares, a diferencia de molares e involucrando esmalte y dentina, y no sólo dentina como lo reportaron anteriormente.

La amalgama se ha utilizado durante años por su gran durabilidad y resistencia, y en esta investigación obtuvo valores mayores que las resinas compuestas, a pesar de que no se utilizó adhesivo en ellas. En comparación con el compómero, la amalgama obtuvo casi el mismo valor (sólo un 0.054 MPa menos que el compómero), tomando en cuenta que las cavidades realizadas fueron hechas sin retenciones.

Debe considerarse a la amalgama como una buena alternativa en obturaciones de dientes posteriores en Odontopediatría, siempre y cuando se realicen cavidades retentivas para estas.

Sin embargo, en la actualidad ya está en desuso la eliminación de tejido dentario sano(1) . por lo tanto se obtienen como alternativas a materiales que no requieren retenciones en las preparaciones cavitarias, como lo son las resinas, compómeros y ionómeros de vidrio, teniendo presente la Odontología Conservadora (7).

El compómero de acuerdo al valor obtenido de 16 27 MPa a comparación de la resina de 14 MPa, justifica su preferencia en Odontopediatría, puesto a sus características estéticas y liberación de fluoruros, ésta, ofreció más resistencia al desalojo que la resina.

Los valores obtenidos con resina compuesta de 14.38 MPa en este estudio, esta dentro de los valores reportados por Sáez y cols. en el 2001 (31), donde las resinas obtuvieron un valor de 13.1 a 25.5 MPa, recordando que estos autores lo realizaron sólo en dentina y con 7 días de inmersión en agua.

Los resultados que mostró el ionómero de vidrio, son muy significativos, para recomendarlos cuando se requiera de restauraciones en dientes temporales posteriores en Odontopediatría. Como se mencionó, anteriormente, el ionómero de vidrio además de poseer mayores valores en cuanto al desalajo en cavidades dentarias de esmalte y dentina, es un material que es compatible con las estructuras dentarias, además de su acción remineralizante por la liberación de fluoruro de este.

CONCLUSIONES

- ❖ El ionómero de vidrio reportó los valores más altos ante la *prueba al desalajo*, en comparación con los otros materiales valorados.
- ❖ En cuanto a la amalgama, resina compuesta y compómero no hubo una diferencia significativa entre ellos.

BIBLIOGRAFÍA

1. Dr. JOHN W. OSBORNE. "Extensión for prevention : Is it relevant today?". Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry, University of Colorado Health Science Center, Denver USA.
2. ARIÑO RUBIATO. "Adhesivos dentales del nuevo milenio: La membrana adhesiva". Gaceta Dental , Sep. 2000.
3. Prof. Dr. OSCAR STEENBECKER G. "Adhesión en Odontología Restauradora". Universidad de Valparaiso, Escuela de Odontología. Cátedra de Operatoria Dental, Cátedra de Biomateriales. Santiago de Chile, Chile.
4. RALPH W. PHILLIS, M.S. D.S.C. SKINNER. "La ciencia de los materiales dentales". Novena Edición. 1993.
5. KENNETH J. ANUSAVICE, D.M.D., PHILLIPS. "La ciencia de los materiales dentales". Décima Edición. 1998.
6. Dr. FEDERICO BARCELÓ, Mtro. JORGE GUERRERO, C.D. BRENDA BARRÓN. "Estudio Comparativo de seis sistemas de un paso para adhesión a esmalte y dentina". Práctica Odontológica , Oct. 2000.
7. KENNETH J. ANUSAVICE. "Materials of the Future: Preservative or Restorative?". Buconore Memorial Lecture. Operative Dentistry, 1998.
8. Dr. WOLFRANG BENDEL. "Amalgam-Material and Clinic" Quintessenz, Vol. 41, Issue 7 July 1990.
9. Dr. HÉCTOR E. SOLORZANO DEL RÍO "El impacto de las amalgamas dentales sobre la salud". Médicos Homeópatas Universitarios A.C , Colegio Jalisciense, México
10. BAYNE & DOUGLAS "Update an dental composite restorations". Journal of the American Dental Association, 1994

11. Dr. GEORGE FREEMAN. "Resinas Compuestas Empacables: El Nuevo paradigma en alternativas a la Amalgama". Gaceta Centauro, 2001.
12. Dr. RIXIO JESÚS ABREU RODRÍGUEZ, Dr. AGUSTÍN PASCUAL MOSCARDO. "Resinas compuestas en el Futuro". Odontología Estética de la Universidad de Valencia, España.
13. Dr. RIXIO JESÚS ABREU RODRÍGUEZ, Dr. AGUSTÍN PASCUAL MOSCARDO . "Contracción de la Polimerización de las Resinas compuestas". Odontología Estética de la Universidad de Valencia España.
14. BAÑOS y VEGA "Resinas compuestas en Odontología". Materiales Odontológicos de JM. Vega Ed. Avances Médicos Dentales, 1996.
15. LABELLA R. & OTHERS. "Monomethacrylate co-monomers for dental resins". Europa Journal Science, 1998.
16. FEILZERAND DAVIDSON. "Curing contraction of composites and glass-ionomer cements". Journal of Prosthetic Dentistry, 1998.
17. FELIZERRAND DAVIDSON & OTHERS. "Quantitative determination of stress reduction by flow". Dental Materials, 1990.
18. UNTERBRINK AND MUSSNER. "Influence of light intensity on two restorative systems". Journal Dental, 1994
19. KATONA AND WINKLER M. "Stress analysis of a bulk filled calss V light cured composite restoration" Journal Dental Research, 1994.
20. B.T. SCHNEIDER, M A BAUMAN, L G WATANABE, G.W. MARSHALL Jr. "Dentin shear bond streghth of compomers and composites". Facultad of Dental Medicine. University of Cologne, Germany. Division of Materials and Bioengineering, Departament of Restorative Dentistry University of California, San Francisco, 1999.
21. G. VERMEERSCH, G. LELOUP J. VREVEN "Fluoride release from gass-ionomer cements, compomers and resin composites".

Departament of Operative Dentistry, Dental School. Université Catholique de Louvaun Brussels, Belgium. Journal of Oral Rehabilitation, 2001.

22. BELTRAME A. et. Al. "Compomer: una nove generacione di materiali dentali per restauri estetici? Uso Clínico in Pedodoncia". Congreso Nazionale dei Docenti di Odontoiatria . Roma, 1994.
23. MC PETERS & ME McLEAN. "Dyract Flow: Un Nuevo Material de Odontología mínima invasiva". Dentsply Noticias. Núm. 16 , Sep-2000.
24. BARATIERI, LUIS N. "Operatoria Dental; procedimientos preventivos y restauradores". 1993.
25. RODRIGO AZUBEL, PABLO BOTÓN. "Cementos de ionómero vítreo y compómeros". Odontología Hoy. 2000.
26. SUMITA B. MITRA, BRANT L. KEDROWSKI. "Ionómeros de Vidrio: propiedades mecánicas a largo plazo". Rev. Mex. de ADM, 1997.
27. CROLL TP. "visible light-hardened glass-ionomer cement base/liner as an interim restorative material". Quint Int. 1992.
28. J. A. WILLIAMS, R W. BILLINGTON, G J PEASON "A long term study of fluoride release from metal-containing conventional and resin-modified glass-ionomer cements". Journal of Rehabilitation , 2001.
29. HIDALGO JJ, AZABAL M , TERRON F , BAÑOS J.L , VEGA J.M. "Estudio de la resistencia de la fractura por compresión de un compómero, un cemento de ionómero de vidrio convencional y una resina compuesta, sometidos a un proceso de envejecimiento artificial". EDJOR, NÚM 5 Facultad de Odontología , Madrid , España., 2000
30. M.A.A. de C LUZ, MT. CIARAMI COLI-RODRIGUES, N GARATONE NETTO A.C.P. de LIMA +. "Long-term clinical evaluation of fracture and pulp injury following glass-ionomer cement or

- composite resin applied as a base filling in teeth restored with amalgam". Journal of Oral Rehabilitation, 2001.
31. A.V.J. YAP, S. TAN T. Y. TEH. "The effect of polishing systems on microleakage of tooth coloured restoratives: Part 1 . Conventional and resin-modified glass-ionomer cements". Singapore. Journal of Oral Rehabilitation, 2000.
32. SÁEZ G., BARCELÓ F., ÁLVAREZ C., GUERRERO J., and MORALES C. "Resin on dentin repair pull resistance. And new measuring proposal". Abstract Journal of Dental Research, Vol. 80- 2001.

TESIS CCN
FALLA DE ORIGEN