



Estudio Comparativo del Comportamiento Clínico
de Dos Materiales de Obturación, en Uso Durante
un Período de Ocho y Once Meses.

Por

C. D. Jorge Mario Palma Calero

T E S I S

Presentada como requisito para obtener
el grado de Maestría en Odontología.

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

Facultad de Odontología

División de Estudios de Posgrado

Junio 1983

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

01461
1er. 10
MAY 1983



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 está 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.

INDICE

INTRODUCCION Y REVISION BIBLIOGRAFICA.....	1
OTROS RESULTADOS	21
TABLAS	23
MATERIALES Y METODOS.....	28
RESULTADOS	30
DISCUSION Y CONCLUSIONES	34
BIBLIOGRAFIA	36

INTRODUCCION Y REVISION BIBLIOGRAFICA

En la década pasada, el uso de resinas reforzadas para la obturación de cavidades talladas en caras oclusales se hizo popular.

La literatura del fabricante ofrecía únicamente razones de orden estético para considerar éste material como alternativa a las amalgamas, hasta ese entonces, material de elección para ese tipo de restauraciones. El tiempo ha demostrado que ese criterio no es clínicamente aceptable; El desgaste y desajuste marginal, hacen de una restauración oclusal con resina, antifuncional en corto plazo.

En la actualidad, resinas con diferente tipo de relleno se están empleando; Materiales de relleno micropulverizado -- pueden intervenir en mayor concentración en la resina, confiéndole a ésta, propiedades superiores a las que presentan -- las resinas anteriores.

En función de ello, ésta investigación valora clínicamente una resina con relleno de vidrio de estroncio, colocada en zonas de trabajo oclusal, comparada con una amalgama cuaternaria convencional. El objetivo del estudio, es determinar el deterioro marginal y desgaste de ambos materiales en igualdad de condiciones de trabajo.

El gran auge de los polímeros en la industria odontológica de la posguerra, resolvió en gran parte el problema que implicaba la restauración estética de las piezas dentarias.

El polímero más empleado para este fin, era una resina acrílica similar a la empleada para base de dentaduras (tabla - 1); La diferencia básica es que el polímero empleado para obturaciones, es de grano más pequeño y contiene otros pigmentos que le permiten copiar el color dentario. Con grano más pequeño y con correcta distribución, es posible usar pequeñas cantidades de líquido para solubilizar el polvo, y de ésta manera, se reduce la contracción de polimerización.

Ligeros cambios de color son mucho más significativos -eg^{te}ticamente hablando-, en obturaciones que en bases para dentaduras, por lo que es necesario incorporar aceleradores que proporcionen más estabilidad de color durante el uso clínico; -- para este fin, se emplea el ácido p-toluen sulfínico o sus derivados, o bien boratos trialkílicos.

La proporción adecuada (salvo que el fabricante indique otra cosa) de polvo y líquido es de tres a uno, y la reacción resultante es:

METACRILATO DE METILO+Polí(METIL METACRILATO)+PEROXIDO DE BENZOILO+METIL -p- TOLUIDINA o ACIDO p-TOLUEN SULFINICO \longrightarrow
 \longrightarrow Polí(METIL METACRILATO DE METILO).

Esta reacción puede ser inhibida por oxígeno, saliva e in

crementada por temperatura superior a la ambiental.

El uso de las resinas acrílicas para la obturación directa de piezas dentarias, implicaba enfrentarse a problemas de difícil solución tales como irritación pulpar severa, cambios notables de color y cambios de volúmen.

En efecto, las resinas acrílicas poseen algunas moléculas bastante pequeñas y volátiles que escapan a la reacción de polimerización, permaneciendo libres y móviles provocando gran mortificación pulpar. Los compuestos restauradores más modernos, eliminan en parte esta posibilidad, ya que en lugar de moléculas como las anteriormente nombradas, emplean especies difuncionales alifáticas de peso molecular mayor, y por lo tanto con menor movilidad y solubilidad; Sin embargo, puentes dentarios menores a 1 mm de espesor, pueden permitir la agresión pulpar, por lo que siempre es recomendable el uso de bases aislantes.

CAMBIOS DE COLOR: Problema insoluble en las resinas de este tipo, el cambio de color es debido principalmente a la oxidación de la amina terciaria que se incorpora a la fórmula como acelerador. Parece ser que el problema muestra variaciones en su intensidad cuando es observado en distintas personas lo que insinúa la distinta capacidad de diversos medios bucales para favorecer la oxidación.

CONTRACCION: Durante la polimerización de monómeros insa

turados, las ligas dobles desaparecen y se forma una estructura más compacta con la consiguiente contracción. La magnitud del problema, depende en gran parte de la cantidad de dobles ligaduras presentes, del porcentaje de las reacciones, del peso molecular promedio del polímero obtenido y de la magnitud del entrecruzamiento. La introducción de cantidades prácticas de material de relleno dentro de un sistema resinoso, reduce los valores de contracción en un 20 ó 25 % aproximadamente comparándolo con su valor previo.

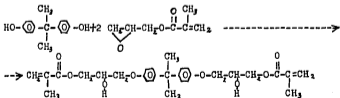
Otro problema reportado, es el aumento de la sensibilidad térmica que se ve notablemente aumentada; Algunos investigadores insinúan que el problema se debe básicamente a la pobre adaptación marginal que se logra con las resinas en comparación con otros materiales. Debido a esto, con éste, más que con cualquier otro material de obturación, se impone el uso de bases aislantes.

En 1961, el Dr. Ray Bowen inicia la investigación de sistemas poliméricos reforzados, llamados genéricamente Composites. La idea básica era incorporar al polímero elementos que resolvieran primordialmente la inestabilidad dimensional, la baja resistencia y la pérdida de mimetismo a corto plazo.

Inicialmente se usaron como material de relleno al Sílice y al Cuarzo; Posteriormente, Buonocore (1968), usa un relleno de Ca hidroxapatita, dentro del cual incorporó aproximadamen-

te 20% de gránulos de Silicio de Vidrio; El problema que se le presentó, fué que debido a su tamaño, las partículas de relleno salían a la superficie dando imperfecciones. Más tarde, se emplearon como material de relleno partículas irregulares - en lugar de barras y gránulos, o bién partículas de cuarzo -- cristalino, escamas de cristal Borosilicadas, cuarzo fundido , cristales de bario o silicato de litio-aluminio; Hasta las -- más modernas que incorporan a la fase orgánica, partículas de vidrio de Estroncio micropulverizadas, que confieren al sistema, resistencia a carga compresiva con valores hasta de 3,600 kg/cm, que podemos comparar con el valor promedio de una amalgama ordinaria que es de 2,800 kg/cm² (a temperatura bucal).

DESCRIPCION: Los composites tienen tres fases constitutivas; Matriz de polímero orgánico, Fase inorgánica o material de relleno y un agente ligante en la interfase de los dos anteriores. El fabricante hace reaccionar un epóxido monofuncional llamado Metacrilato de Glicidilo con un compuesto orgánico que es el Bisfenol A. Estos reaccionan en una proporción de - dos moléculas de Metacrilato de Glicidilo por una de Bisfenol-A, para formar un compuesto llamado BIS-GMA:



El BIS-GMA, es un líquido viscoso casi incoloro, de moderado - peso molecular que contiene dos dobles ligaduras. Es capaz de reaccionar polimerizando por adición con el uso de un iniciador del grupo peróxido, y un acelerador del tipo Amina. Su polimerización también puede ser iniciada con rayos ultravioleta aunque en este caso, se agrega al sistema un Eter Metil Benzoi co para mejorar la eficiencia de la polimerización. El polímero de BIS-GMA tiene muchos enlaces cruzados debido a la presencia de muchas dobles ligaduras.

La fase inorgánica puede estar formada por Cuarzo, vidrio de Borosilicato, Silicato de Aluminio de Litio o Silicato de Aluminio de Bario; teniendo éste último la ventaja de dar al sistema propiedades de radiopacidad.

La mayoría de las presentaciones consisten en 50% de matriz orgánica y 50% de fase inorgánica (en volumen). El material de relleno puede tener distintos tamaños, pero en promedio miden de 20 a 30 micrones; Algunos productos tienen partículas de Sílice con un tamaño de aproximadamente un micrón, -- dando por resultado, superficies más tersas y más resistentes al deterioro.

El "agente ligante" entre la fase orgánica y la inorgánica, es un Silano Orgánico como el γ Metacriloxipropiltrimetoxisilano, o el Viniltrietoxisilano. El papel de este agente, es proveer una fuerte unión entre las fases constitutivas del sis

tena, que de otra manera, estarían segregadas una de otra.

Una de las principales ventajas de éste tipo de resinas, es su mimetismo; mediante la adición a la fórmula de pequeñas y adecuadas cantidades de pigmentos inorgánicos, cualquier variedad de color dentario puede ser igualado.

PRESENTACIONES: La principal por la frecuencia de su uso, es la presentación de pasta-pasta, con 50%-50% en volúmen de fase orgánica e inorgánica. El % en peso de la fase inorgánica, va ría de 69 a 79% en varios productos. Una pasta contiene el -- iniciador: Peróxido de Benzóilo y la otra el acelerador, que - puede ser una amina terciaria como la Dimetil-p-toluidina.

Al preparar el producto para su uso, cantidades indicadas por el fabricante se mezclan entre sí, pudiéndose realizar variaciones en las proporciones no mayores al 30%, sin que esto tenga mayor significación en las propiedades físicas finales.

Pasta-líquido: La pasta contiene la fase inorgánica más el iniciador; el líquido, el BIS-GMA con viscosidad reducida por la adición de Metil metacrilato, o monómeros de Dimetilmetacrilato de bajo peso molecular. Pueden venir en tarros sepa rados, o bién encapsulados en cuyo caso, entrarán en contacto hasta que el diafragma que los separa sea roto, para después , ser mezclados mecánicamente. Generalmente, el producto encapsulado un tiempo de almacenamiento más largo que las otras pre sentaciones, ya que son cerrados al vacío y por lo tanto, no -

toman contacto con el aire.

La pasta sola para ser activada por rayos Ultravioleta, es una pasta preactivada por el fabricante con rayos Ultravioleta, y posteriormente envasada en un recipiente opaco; de todas las presentaciones, ésta principalmente, debe guardarse de la exposición a la luz, ya que esto reduce considerablemente su vida útil. La gran ventaja de esta presentación, es el mayor tiempo de trabajo que permiten, ya que ese tiempo es controlado a voluntad por el operador, y modificado de acuerdo a los requerimientos clínicos en vista a que la reacción no se iniciará, mientras no se active la fuente de energía. La radiación utilizada para activar la resina, es de relativamente larga longitud de onda (aprox 365 nm), que con apropiada filtración, reduce considerablemente la posibilidad de radiación para el paciente y operador.

Otro grupo de presentaciones de pasta sola, es polimerizable por medio de rayos del espectro visible, usualmente en el rango del azul; Estas resinas se manejan de manera similar, pero con menor probabilidad de daño por radiación al operador, o al paciente.

PROPIEDADES DE LAS RESINAS PARA OBTURACION DIRECTA:

El tiempo de polimerización de las resinas comerciales, está en un rango de tres a doce minutos, siendo más frecuente el de tres a cinco minutos especialmente para las "composites"

Este corto tiempo, ha sido posible gracias al control del tamaño de la partícula del polvo, y a la concentración del iniciador y acelerador.

El aumento de temperatura durante la polimerización, depende en forma considerable del volumen de la restauración; - En estudios de laboratorio, (CRAIG) en muestras de distintos volúmenes que sumaban en total 200 mm³, se detectaron temperaturas que variaron de 10 a 40 °C por arriba de la temperatura bucal de 37 °C durante la polimerización. El experimento enseñó que a mayor temperatura, mayor índice de polimerización, ya que se demostró que restauraciones de mayor volumen, daban mayores incrementos de temperatura y mejor régimen e índice de polimerización. Por lo tanto, restauraciones chicas pueden necesitar corrientes de aire caliente para tener óptimos índices de polimerización.

Otro factor que puede modificar el tiempo de polimerización, es la evaporación del monómero; Para evitar esto, es conveniente cubrir la restauración con banda matriz o con un lubricante durante el período de polimerización inicial.

CONTRACCION: La polimerización del monómero, es acompañada de contracción que provoca aumento de la densidad del polímero formado. La contracción volumétrica durante la polimerización libre, es aproximadamente de 5.2% para las resinas.

Aunque los cambios volumétricos pueden ser parcialmente -

controlados con técnicas clínicas apropiadas, que permiten que la contracción lineal (aproximadamente $1/3$ menor a la contracción volumétrica) disminuya a valores de 0.2 a 0.4%, la mejor manera es adicionar material de relleno al 50% en volumen, y un compuesto de alto peso molecular como el BIS-GMA; de esta manera los valores de cambios dimensionales volumétricos, se reducen a aproximadamente 1 a 1.7%.

Se debe considerar que la contracción crea zonas de tensión dentro de la estructura de la resina polimerizada, esas tensiones contribuyen al fracaso de la restauración.

EXPANSION TERMICA: El coeficiente de expansión térmica - para resinas acrílicas restaurativas, es de aproximadamente $92 \times 10^{-4} \text{ } ^\circ\text{C}$; este coeficiente es el más alto para materiales restaurativos, y puede ser comparado con valores como $11.4 \times 10^{-4} \text{ } ^\circ\text{C}$ para la porción coronaria del diente; $7.6 \times 10^{-4} \text{ } ^\circ\text{C}$ para el silicato; $25 \times 10^{-4} \text{ } ^\circ\text{C}$ para la amalgama y de 20 a $34 \times 10^{-4} \text{ } ^\circ\text{C}$ para las resinas compuestas.

Los valores de expansión térmica del polímero matriz y de la fase inorgánica por separado, son considerablemente mayores que en la resina compuesta en conjunto. La diferencia en los valores mencionados anteriormente, tiene gran significación clínica, ya que una obturación con valores muy alejados a los de la estructura dentaria, en un momento dado quedará totalmente desajustada de la cavidad permitiendo la percolación.

Respecto a la tersura de la superficie, las resinas compuestas dan magnífico resultado, salvo cuando hay que retocar esa superficie principalmente con instrumentos cortantes rotatorios, situación en la cual las partículas de relleno que afloran, - dan una superficie rugosa y además opaca. Este problema puede solventarse pincelando esa superficie con resina líquida, obteniendo así nuevamente, la tersura deseada; el inconveniente - de éste procedimiento, es que la resina líquida tiende al cambio de color más rápidamente que la resina en pasta. Las resinas con microrelleno, tienen la ventaja de poder ser pulidas - sin que se presente el inconveniente ya mencionado; esto, debido precisamente al tamaño mínimo de la partícula, que aunque aflore no influye desfavorablemente en la estética y funcionalidad de la obturación.

AMALGAMA DENTAL. La referencia bibliográfica más antigua sobre el uso de amalgama para la restauración dentaria, se remonta a 1826 en Francia. En ese entonces se usa en forma de una "pasta de Plata y Mercurio". En la última mitad del siglo XIX Townsend añadió Estaño en partes iguales con la Plata, y demostró que ésta aleación era superior a las aleaciones para monedas que contenían Plata y Cobre, y que originalmente se usaban para preparar la "pasta de Plata".

Estudios realizados por Flagg, demostraron que se podía - mejorar la aleación sugerida por Townsend, esto, cambiando la -

composición a 60% de Ag, 35% de Sn y 5% de Cu.

Fueron los estudios de G. V. Black (1895-96) pioneros de los conceptos actuales sobre la amalgama dental. En efecto, - éste investigador fué el primero en introducir conceptos nuevos, tales como la influencia determinante que sobre las propiedades físicas tiene la manipulación; la proporción de limadura-mercurio, y sobre todo observó y explicó los cambios de volumen que sufre la masa amalgamada ya endurecida.

El Dr. Black recomendó el uso de una aleación que era modificación de la sugerida por Flagg; ésta aleación contenía - aproximadamente 68% de Ag con cantidades menores de Estaño , Cobre u Oro y Zinc.

Un hecho significativo para la ulterior mejora y estabilización de la amalgama en la práctica odontológica, fué la adopción en 1929, de la especificación # 1 de la A.D.A. para amalgama. Como resultado de estudios llevados a cabo en la oficina Nacional de Normas en los E.U.A., la norma estableció límites para la composición de la aleación.

De esa época hasta hoy, diversos estudios e investigaciones han permitido conocer a fondo la naturaleza de las reacciones llevadas a cabo entre la limadura y el Mercurio, y han provocado modificaciones y adiciones a la norma que en la actualidad, impone límites a la amalgama en aspectos tan importantes como: cambios dimensionales, escurrimiento y resistencia a cag

ga compresiva entre otras.

COMPOSICION: La especificación # 1 de la A.D.A. para aleación para amalgama dental, incluye requisitos para la composición. Los valores que se dan en la revisión de 1970, están dados en la tabla # 2. En dicha tabla puede verse que la cantidad mínima de Ag que se permite es de 65 %, mientras que el contenido de Sn está limitado a un máximo de 29 %; según la norma, la cantidad máxima de Cu debe ser de 6 % y el máximo de Zn se limita a 2 %; De acuerdo con esta revisión, se permite un máximo de 3 % de Hg en la aleación. Como puede notarse, la norma no indica con precisión cuál debe ser la composición exacta de todas las aleaciones, más bien permite alguna variación en la composición.

Como puede verse en la tabla, las aleaciones modernas no son muy distintas a la sugerida por Black. Algunas aleaciones pueden contener pequeñas cantidades de Au o Pd, para modificar las propiedades de resistencia a la compresión y sobre todo, aumentar considerablemente la resistencia a la corrosión de la masa ya endurecida.

En aleaciones para amalgama convencionales modernas, hay ligeras variaciones con respecto a las cifras que exige la norma; una aleación moderna típica contiene las proporciones dadas en la tabla # 3 en donde se da también el rango de variación de algunas aleaciones representativas.

SISTEMA PLATA-ESTAÑO: El componente principal de la amalgama dental es el sistema Ag-Sn, que es responsable directo de la mayoría de los fenómenos que ocurren durante la reacción y -- después de ella.

El diagrama de equilibrio del sistema binario Ag-Sn de la fig # B, tiene como principal detalle para el cirujano dentista el hecho de que, cuando se enfría lentamente hasta una temperatura inferior a 480°C una aleación que contenga aproximadamente 27 % de estaño, se forma un compuesto intermetálico - (Ag₃Sn) que se conoce como FASE GAMMA; este compuesto Ag₃Sn se forma sólo a bajas temperaturas y en un reducido rango de composiciones desde alrededor de 25 % a 27 % de Sn; el contenido de Ag en esa aleación, sería por lo tanto de 73.15 % en el supuesto de que el Sn esté presente con 26.85 %.

Este compuesto Ag-Sn, es el más importante de la aleación, y es el que se combina con el Hg; los demás componentes se agregan a la fórmula para modificar propiedades.

La presencia de mayores o menores cantidades de Sn en la aleación, tiene un efecto perjudicial sobre las propiedades finales de la amalgama. Se considera que la razón de este -- cambio desfavorable, está relacionado con la formación de menor cantidad de fase Gamma.

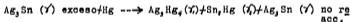
La facilidad de manipulación, resistencia compresiva, bajo-escurrimiento y en general todas las propiedades que una amal

gama debe reunir para ser considerada apta para uso odontológico, están dadas por la fase Gamma presente en la limadura.

Es importante el hecho de que al reaccionar la limadura -- con el Hg, se forman compuestos secundarios que dan manifestaciones clínicas muy importantes: Al reaccionar Ag con Hg, se forma el compuesto GAMMA I que produce expansión; algunos investigadores clínicos consideran que esa expansión -- la mayoría de las veces, de poca magnitud -- es favorable por que permite un mejor sellado de los márgenes de la cavidad.

Al reaccionar el estaño con el mercurio, se forma el compuesto GAMMA II, al que se hace responsable de la contracción y corrosión que algunas obturaciones con amalgama sufren, por lo tanto es considerada como indeseable.

REACCIONES: Las aleaciones convencionales de bajo contenido de Cu, de grano fino o esféricas, reaccionan de la siguiente manera:

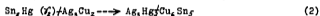
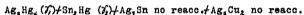


durante esta reacción, algo de Cu₂Sn es convertido a Cu₃Sn.

Las de alto contenido de Cu:

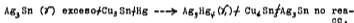
La reacción inicial de la aleación con el Hg, es similar a las aleaciones de Ag₃Sn (γ)1; pero a temperatura bucal ocurre una segunda reacción en estado sólido (2) durante un pe-

ríodo de varios días:



aquí hay suficiente Ag_3Cu_2 para reaccionar con el $Sn, Hg (\alpha_2)$ -- formado y de esa manera, la amalgama final cristalizada, no contiene cantidades significativas de fase Gamma II.

La reacción simplificada para aleaciones unicomposicionales -- con alto contenido de Cu, es como sigue:



Puede notarse que en esta reacción, no se forma la fase Gamma II, con todas las ventajas que este hecho tiene.

En la microestructura de amalgamas convencionales ya endurecidas, pueden notarse perfectamente las áreas correspondientes a fase Gamma I y Gamma II; en cambio en amalgamas de alto -- contenido de Cu ya endurecidas, es notoria la ausencia de zonas de fase Gamma II.

En estudios de laboratorio, (J. Dental Research, 44:1002 1965), Allen, Asgar y Payton, encontraron que distintas fases de la amalgama ya endurecida presentan distintas propiedades físicas. En un estudio de la iniciación y propagación del -- trazo de fractura, obtuvieron los siguientes resultados:

- 1- La fase más dura, es la Ag_3Sn , formada por partículas no reaccionadas.
- 2- La segunda fase más dura, es la fase Ag Hg seguida de la

fase Sn Hg, y por último los espacios vacíos.

POTENCIAL DE CORROSION DE LAS FASES: La amalgama dental como ya fué señalado, tiene distintas fases; cada una de ellas -- con diferente potencial de corrosión. En amalgamas con bajo contenido de Cu, la fase más corroible es la formada por Sn-Hg o Gamma II. No obstante que una pequeña porción de la amalgama (11 a 13 %) consiste en Gamma II, en el ambiente buccal tal amalgama podrá contener un alto porcentaje de zonas con corrosión. A pesar que tanto la fase Gamma como la Gamma I no se corroen con facilidad, el fenómeno de corrosión se manifiesta a lo largo de la restauración, y el óxido de Sn o el Cloruro de Estaño que se forman, producen porosidades y bajan en la resistencia.

En las aleaciones de alto contenido de Cu y en las unicompocionales, no se dá la fase Gamma II, y la fase Cu Sn presente en estas amalgamas, tiene altísima resistencia al ataque de corrosión.

AMALGAMAS CON o SIN ZINC: La presencia de Zn en la aleación, es un factor que importa más al fabricante que al odontólogo.

En efecto, durante el proceso de fabricación, el fabricante al hacer el colado del lingote, agrega pequeñas cantidades de Zn para obtener un vaciado más "limpio", en caso contrario la posibilidad de oxidación es potencial.

El odontólogo se beneficia de la presencia de Zn en la aleación, con el hecho de obtener una amalgama más plástica, pero

nada más; en cambio, poner una amalgama que contenga Zn en contacto con humedad -por mínima que esta sea-, provocará en la masa ya endurecida una expansión que tendrá desfavorables resultados clínicos. Para diferenciar este aumento de volumen con el que sufre la masa por efecto de la fase Gamma I, - que es de poca magnitud, algunos autores la llaman expansión secundaria.

Como puede verse, el hecho de usar limaduras de aleaciones sin Zn, es una decisión que no se verá reflejada en forma significativa en el resultado clínico de una obturación con amalgama.

En la actualidad, están a disposición del Cirujano Dentista aleaciones con características muy especiales; aleaciones - que reducen considerablemente la fase Gamma II, y aleaciones que contienen cantidades tales de Cu, que dan cifras de resistencia que las aleaciones convencionales, ya amalgamadas, están muy lejos de proporcionar.

TAMAÑO DE LA PARTICULA: Pocas variaciones ha tenido el proceso básico de fabricación de las limaduras; esas variaciones tienen como fin primordial obtener micropartículas esféricas, de tamaño más o menos uniforme, y también aleaciones que contengan más del 6 % de Cu que traen las aleaciones convencionales; estas son las llamadas "Amalgamas con alto contenido de Cobre".

Para preparar partículas esféricas existen varios procesos,

pero el más empleado es el llamado de "atomización". Como su cede con las aleaciones convencionales, el tamaño de la partí cula en las limaduras esféricas tiene marcada influencia en - las propiedades físicas. Se obtienen propiedades óptimas gra duando el tamaño de la partícula y obteniendo diámetros que - varían entre 5 y 50 micrones.

Con partículas esféricas de ese tamaño, la resistencia inicial (1 hora) de una amalgama, es 25 % más elevada que la obtenida con amalgamas comunes del sistema básico Ag-Sn; tam- bién se obtienen valores más altos en la resistencia final a la compresión y tracción así como en la resistencia marginal.

Esta mejoría en las propiedades, se debe principalmente a - la calidad de la superficie que la partícula presenta al mercurio. Efectivamente, una partícula convencional presenta - parte de su superficie cubierta con óxidos producto del proce so de fabricación; estos óxidos dificultan en cierto grado - la interacción mercurio-partícula. Durante la amalgamación , el rozamiento de las partículas entre sí, provoca la eliminación de parte de esos óxidos, aunque los que quedan, dificultan el proceso. Este no es el caso de las partículas esféricas, que eliminan del todo esa película de óxido permitiendo la amalgamación total.

Otra ventaja de las partículas esféricas es que se necesita menor cantidad de Hg para solubilizarlas que con las partículas convencionales (48 contra 52 ó 53 %)

Con este tipo de aleaciones, la presión de condensación puede ser menor sin que se produzcan disminuciones en las propiedades físicas, cosa que no puede ser con las limaduras convencionales.

Con amalgama de limadura esférica, se obtienen superficies más lisas y sin muchos orificios microscópicos que favorecen la corrosión y la fragilidad. Se obtiene también menor expansión de cristalización. Sin embargo, todos estos factores no determinan por anticipado un comportamiento clínico superior.

Una investigación clínica de tres años con control y observación de las restauraciones, no registró diferencias significativas en el comportamiento clínico de amalgamas de aleaciones con partícula esférica y amalgamas con partícula convencional. (Weaver, Johnson y colabs. I.A.D.R. abst 48th general meeting p 115).

Investigaciones anteriores a ésta, arrojaron las siguientes conclusiones:

Nagase, Yamauchi, Omura y colabs; reportan una nueva resina - reforzada, con mejores respuestas a pruebas mecánicas que otras resinas convencionales probadas en igualdad de circunstancias. Sin embargo, no mencionan en su reporte el comportamiento clínico del producto. (I.A.D.R. abst, 1982 marzo, vol- 61 pag 188).

Sockwell, Sluder y Leinfelder, mencionan haber obtenido buenos resultados en lo que a sellado marginal se refiere, cuando los márgenes de la cavidad fueron previamente grabados. (I.A.D.R. abst, marzo 1982, vol 61 pag 267)

Derkson y Richardson; reportan que en su estudio, después de 2 años de servicio, obturaciones con resina compuesta en zonas de trabajo oclusal sufrieron desgaste y deterioro marginal. (I.A.D.R. abst, marzo 1982, vol 61 pag 188).

F. Lutz y W. Moermann, concluyen de su estudio que " el uso - de resina como sustituto de la amalgama, es todavía inadecuado". (I.A.D.R. abst, marzo 1982, vol 61 pag 215).

Leinfelder, Sockwell y Sluder, concluyen: "de los resultados de este estudio, se concluye que Profile deberá ser excluido de superficies oclusales que involucran contactos céntricos". (I.A.D.R. abst, vol 61 1982, pag 215).

Santucci y colabs, obturaron cavidades con amalgama unas, y -

con resina otras; las obturaciones fueron hechas en cavidades de clase I y evaluadas a los 6 y 12 meses. La conclusión fué: "el deterioro mostrado por la resina, fué significativamente mayor que el de la amalgama". (I.A.D.R. abst 1982, vol 61 pag 247).

Hood, J.A.A. y Challis, concluyen que "con el tiempo, los productos de corrosión y oxidación, sellan la interfase obturación-pared dentinaria y como resultado, la microfiltración es menor a medida que pasa el tiempo". (J.D.R. abst 50:731,1971)

Healey, H.J. y Phillips, dicen que los mayores problemas de la amalgama como residiva y fractura, son más atribuibles a diseño inadecuado de la cavidad que a otra cosa. Estudios clínicos demostraron que el 56% de la totalidad de fracasos, son atribuidos a la violación de principios fundamentales del tallado de cavidades para amalgama como: insuficiente provisión de volúmen, forma retentiva inadecuada y la no extensión de márgenes hasta áreas inmunes. Otro gran porcentaje de fracasos (40%), se debe a fallas en la preparación de la amalgama, o contaminación en el momento de la inserción. (J.D.R. 28 439, 1949.)

TABLAS

No. 1, resina acrílica:

polvo

poli (metil metacrilato)

iniciador (peróxido de benzofilo)

pigmentos (sulfuro mercurial, sulfuro de cadmio y óxido férrico)

plastificante (ftalato de butilo)

opacificadores (zinc, óxido de titanio o dióxido de titanio)

fibras sintéticas (para simular vasos sanguíneos)

líquido

monómero (metacrilato de metilo)

inhibidor (hidroquinona)

acelerador (dimetil -p- toluidina)

No. 2

límites de la especificación No. 1 de la A.D.A.

Ag 65% mínimo

Sn 29% máximo

Cu 6% máximo

Zn 2% máximo

Hg 3% máximo

No. 3

aleación moderna, y rango de algunas aleaciones.

Ag 69% ----- 67-74%

Sn 25.5%----- 25-28%

Cu 4.5% ----- 0-15%

Zn 1% ----- 0- 2%

Hg --- ----- 0- 3%

No. 4

Fuerza compresiva y Creep en amalgamas (PROMEDIOS)

producto	Hg%	Fuerza comp 1 hora MN/m ² (0.5mm/min)	fuerza comp 7 días 0.2mm/min-- 0.05 mm/min	creep %
aleación conven. g/fino	53.7	45	302 227	6.3
esférica	47.5	120	370 297	1.1
fase dis persa.	50.0	118	387 340	0.45
unicompo sicional	44.5	272	485 447.5	0.07

de Malhora, M.L. y Asgar. J. Am Dent Assoc 96:446.78

No. 5

Fuerza tensional y cambio dimensional en amalgamas (PROMEDIX)

producto	fuerza tensional a 0.5 mm/min		cambio dimensional ($\mu\text{m}/\text{cm}$)
	15 min (MN/m^2)	7 días	
aleación conven. g/fino	3.2	51	-19.7
esférica	4.1	56	-11.66
fase dis- persa.	3.0	43	-1.9
unicompo- sicional	8.3	52.5	-8.4

de Malhora, M.L. y Asgar. J. Am. Dent Assoc 96: 447.78

No. 6

Propiedades de resinas compuestas aceleradas por tres métodos

propiedad	método de aceleración		
	química	luz ultravioleta	luz visible
relleno inorg. (% vol)	54	55	56
fuerza compresiva (MN/m^2)	220	242	216
módulo elástico (MN/m^2)	13000	9000	7000
fuerza tensional (MN/m^2)	47	39	39
coeficiente exp termica ($/^{\circ}\text{C}$)	34	28	25
sorción acuosa a 7 días (mg/cm^2)	0.65	0.80	0.26

de Craig Robert G. Restorative Dent Mat 6th ed. pag 402.

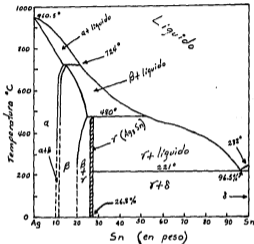
No. 7

Propiedades de un composite y de acrílico para restauraciones

<u>Propiedad</u>	<u>composite</u>	<u>acrílico</u>
relleno inorgánico (% vol)	50-56	0.2
tiempo polimerización (min)	3-5	4
cambios vol de polim. (%)	1.0-1.7	5.2
coef exp térmica (/°C)	20-34 X 10 ⁻⁶	92 X 10 ⁻⁶
conduc. térm. (cal/seg/cm) (°C/cm)	1.1-1.7 X 10 ⁻⁹	0.57 X 10 ⁻⁹
adsorción acuosa (mg/cm ²):		
24 horas	0.2-0.4	0.8
14 días	0.3-0.7	2
solubilidad en agua (mg/cm ²) a 14 días	0.01-0.06	0.22
módulo elástico (MN/m ²)	7000-16000	2420
fuerza compresiva (MN/m ²)	210-290	83
fuerza tensional diametral (MN/m ²)	35-55	21
resistencia al corte (MN/m ²)	48-79	42
módulo de resiliencia (m MN/m ³)	0.66-0.83	0.64

de Craig Robert G. Restorative Dent Mat 6th Ed, pag 398.

No. 8
 Diagrama de fases del sistema Plata-Estano.
 (Murphy, A.J.: Inst. Metals J. 35:107, 1926).



El área marcada con líneas diagonales, indica las temperaturas y composición en que se da la fase Gamma en el sistema - Ag-Sn.

MATERIALES Y METODOS.

Veintiséis cavidades; -23 clase I en post, 1 clase I en ant y dos clase II-, fueron talladas en catorce pacientes con edades entre 18 y 25 años, 7 del sexo femenino y 7 del masculino.

Los pacientes fueron valorados previamente y diagnosticados como exentos de disfunción oclusal.

Trece cavidades fueron obturadas con resina reforzada y --trece con amalgama cuaternaria convencional.

Los materiales de obturación usados fueron la resina PROFILE de la casa S.S. WHITE, que será identificada como C.V.E. - (compuesto de vidrio de Estroncio); y la amalgama cuaternaria convencional AMALFIN de la casa MAPRODENSA, que será identicada como A.C.P. (amalgama convencional de Plata).

En la manipulación de los materiales se siguieron las indicaciones del fabricante expresadas en el instructivo respectivo. En la preparación de las cavidades, se siguió la técnica Black sin ninguna modificación.

Los materiales empleados para bases aislantes, fueron en -su caso: Hidróxido de Calcio DYCAL de la casa CAULK, y cenentos de Oxido de Zinc- Eugenol p/l y Fosfato de Zinc p/l de la casa S.S. WHITE.

Una hora después de realizadas las obturaciones, se toma--ron impresiones con hule de Silicona de alta viscosidad y en crema para su corrección marca OPTOSIL y XANTOPREN de la casa BAYER. Los positivos fueron obtenidos inmediatamente con

yeso piedra tipo III. Se tomaron también radiografías dentoalveolares mediante la técnica convencional.

Ocho y once meses después, una segunda impresión, modelos y radiografías fueron obtenidos usando los mismos materiales empleados originalmente; la diferencia en el tiempo obedecía a la imposibilidad de algunos pacientes de concurrir a la cita originalmente concertada.

Los resultados obtenidos y reportados, fueron hechos en base a la indagación de los pacientes con respecto a posible -- sintomatología, y a la valoración clínica del estado de las obturaciones en lo que respecta a desgaste de la superficie, y deterioro marginal.

Originalmente se instruyó a los pacientes en lo que respecta a identificar síntomas --cuando los hubiera-- y su anotación aclarando si eran por cambios de temperatura, por contacto -- con el antagonista y finalmente, si eran espontáneos o provocados.

Asimismo, la observación y comparación de los modelos obtenidos, permitió establecer posibles cambios y cuantificarlos.

El grado de desgaste y/o deterioro marginal, fué reportado mediante una escala de A a D según se observara: sin cambio aparente, poco cambio, notorio desgaste y/o deterioro marginal y pérdida total (tabla 11).

Posteriormente, a cada letra se le dió un valor numérico que va de 5 para A y 0 para D y se obtuvieron promedios que son reportados.

RESULTADOS.

En la tabla No. 9 se muestra el número de dientes obturados con cada uno de los materiales, identificando la pieza dentaria en cuestión. Se agrupan los pacientes con respecto a edad, sexo y tiempo transcurrido desde la obturación hasta la valoración final.

Con respecto a sintomatología, sólo en los casos de obturación con C.V.E. (7 en total) se reportó dolor a los cambios de temperatura; de éstos, uno debido al desaloejo completo de la obturación; los demás molestaban sobre todo ante la ingestión de alimentos demasiado fríos.

De las cavidades obturadas con A.C.P., sólo una fué reportada como sintomática a los tres meses de colocada. A la inspección, se detectó fractura de una de las paredes proximales de la preparación, lo que fué atribuido a mal diseño de la cavidad (tabla 10).

La valoración radiográfica fué un método que no aportó datos significativos para la investigación. En efecto, los cambios de volúmen que esperábamos detectar por éste método, no son -

observables debido a su poca magnitud. Por otro lado, la imposibilidad técnica de lograr constantes en lo que respecta a dirección del rayo y/o colocación de la película, provoca variantes imposibles de controlar.

En lo que respecta al resultado de la valoración del desgaste y/o deterioro marginal, se encontró que la inmensa mayoría de las obturaciones con C.V.E. mostraron distintas magnitudes de éstos factores, no así las obturaciones con amalgama que al final del estudio, mostraron la integridad originalmente lograda (tabla No. 13).

No. 9

SEXO	EDAD	DIENTE	OBT	CAV	MATERIAL	TIEMPO
femenino	22		20	II	C.V.E.	8 meses
femenino	22		31	II	A.C.P.	8 meses
femenino	21		7	I	C.V.E.	pérdida
femenino	21		21-32-2-18	I	C.V.E.	8 meses
femenino	21		3--13	I	A.C.P.	8 meses
masculino	25		30	I	A.C.P.	8 meses
masculino	23		15	I	A.C.P.	8 meses
masculino	22		21-18-29-13	I	A.C.P.	11 meses
masculino	22		29-28-2	I	A.C.P.	8 meses
masculino	22		13-14--21-28	I	C.V.E.	11 meses
masculino	22		5	I	C.V.E.	8 meses
masculino	21		15	I	C.V.E.	8 meses
masculino	18		28	I	A.C.P.	11 meses
masculino	18		29	I	C.V.E.	11 meses

No. 10

MATERIAL	TOTAL	OBT	SINTOMAS	PERDIDA	FRACTURA	DIENTE
C.V.E.	13		7	1		0
A.C.P.	13		1	0		1

No. 11 (reporte)

DIENTE	PACIENTE	CAV	MATERIAL	TIEMPO	ESTADO
20	1	II	C.V.E.	8 meses	C
31	2	II	A.C.P.	8 meses	A
7	3	I	C.V.E.	pérdida	D
21	4	I	C.V.E.	8 meses	B
32	4	I	C.V.E.	8 meses	C
2	4	I	C.V.E.	8 meses	C
18	4	I	C.V.E.	8 meses	C
3	5	I	A.C.P.	8 meses	A
15	5	I	A.C.P.	frac dent	A
30	6	I	A.C.P.	8 meses	B
15	7	I	A.C.P.	8 meses	A
21	8	I	A.C.P.	11 meses	B
18	8	I	A.C.P.	11 meses	B
24	8	I	A.C.P.	11 meses	B
17	8	I	A.C.P.	11 meses	B
29	9	I	A.C.P.	8 meses	A
28	9	I	A.C.P.	8 meses	A
2	9	I	A.C.P.	8 meses	A
13	10	I	C.V.E.	11 meses	C
14	10	I	C.V.E.	11 meses	C
28	10	I	C.V.E.	11 meses	C
21	10	I	C.V.E.	11 meses	C
5	11	I	C.V.E.	8 meses	B
15	12	I	C.V.E.	8 meses	C
28	13	I	A.C.P.	11 meses	A
20	14	I	C.V.E.	11 meses	C

No. 12 (promedio numérico)

	A-5	B-3	C-1	D-0	promedio
C.V.E.	0	2	10	1	16
A.C.P.	8	5	0	0	55

DISCUSION Y CONCLUSIONES.

Un altísimo porcentaje de las restauraciones dentarias, se ha realizado con amalgama de plata; ésto debido a las magníficas propiedades físicas que posee, lo que le permite soportar aceptablemente el esfuerzo masticatorio.

El avance en la investigación odontológica, constante y fecundo, ha generado nuevos materiales de obturación a base de sistemas poliméricos reforzados que han sido propuestos para subsanar la nula capacidad estética de las amalgamas.

Todos los estudios que se han realizado hasta la fecha, en frentando en igualdad de condiciones a la resina reforzada -- con la amalgama, han arrojado resultados que favorecen notablemente a ésta última. El único factor que se acredita a las resinas compuestas, es el estético.

El material reconstructivo ideal, sería aquél que lograra restaurar óptimamente función y estética; al no lograrse esto, el Cirujano Dentista deberá inclinarse siempre por restaurar función ántes que estética.

De los resultados de éste estudio, y en base a los obtenidos por otros, podemos concluir que:

- 1- El material de obturación debe ser:
 - a- volumétricamente estable.

- b- Resistente a las cargas que se aplican durante la función del aparato masticatorio.
 - c- Inune a la presencia de agentes químicos y físicos en el medio bucal.
 - d- Indúo para el órgano dentario.
 - e- Capáz de reconstruir estéticamente.
- 2- Las amalgamas dentales cumplen con la mayoría de éstos requerimientos.
- 3- Las resinas compuestas no cumplen con la mayoría de esos - requisitos.

Por lo tanto, mientras no se encuentren sistemas poliméricos con superiores cualidades a los actuales, éstos materiales deben ser colocados sólo en zonas de nulo esfuerzo masticatorio y considerando siempre su temporalidad.

BIBLIOGRAFIA

- 1- Allen, Asgar y Payton.
J. Dental Research, 44: 1002, 1965.
- 2- A.S. Richardson and G.D. Derksen.
Clinical evaluation of posterior Composite Restauration:
One year, results. J. Dental Research, March. 1981
- 3- Craig Robert G.
Restorative Dental Materials
6th Ed. C.V. Mosby comp, 1980
- 4- Derksen, Richardson.
I.A.D.R. abs, march 1982; vol 61:188
- 5- F. Lutz y W. Noermann.
I.A.D.R. abs, March 1982; vol 61:215
- 6- Healey, H.J. and Phillips.
J.D.R. 28:439. 1949.
- 7- Hood, J.A.A. and Challis.
J.D.R. abs. 50:731. 1971.
- 8- J. W. Osborne and E.N. Gale.
Fracture at the Margins of Amalgams as Predicted by Creep,
Zinc content and Gamma 2 content.
J. Dental Research, March 1981.
- 9- Leinfelder, Sockwell y Sluder.
I.A.D.R. abs, March 1982. vol 61:215.
- 10- M.B. Butts, T. Okabe, Mitchell y Fairhust.
Strength Changes in Ages Amalgams.
J. Dental Research, March 1981.
- 11- Nagase, Yamauchi, Omura y colab.
I.A.D.R. abs, March 1982, vol 61:267
- 12- Peyton Floyd A.
Restorative Dental Materials.
4a ed. edit Mundi, 1974.
- 13- Santucci y colabs.
I.A.D.R. abs, March 1982, vol 61: 247

- 14- Sookwell, Sluder y Leinfelder.
I.A.D.R. abs, March 1982, vol 61:267.
- 15- T.K. Vaidyanathan and A. Schulman.
Microstructures of Dental Amalgams, after constant potential Anodic Polarization.
J. Dental Research, March 1982.
- 16- Weaver, Johnson y colabs.
I.A.D.R. abs 48th Gen Meet p. 115
- 17- W.F. Barley and S.L. Rice.
Comparative Wear Behavior of an Amalgam and a Composite -- Restorative.
J. Dental Research, March 1981.