

148



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

CARACTERISTICAS Y DIFERENCIAS DE LA AMALGAMA Y LOS CEROMEROS DIRECTOS

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE CIRUJANA DENTISTA PRESENTA :

IVONNE VERONICA MENESES GARZON

*[Handwritten signatures]*

274121

DIRECTOR DE TESINA: C.D. MARCELO YOLLI SATO SATO  
ASESOR DE TESINA: C.D. GASTON ROMERO GRANDE



MEXICO, D.F.

ENERO, 2000



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

## AGRADECIMIENTOS.

**Gracias a Dios por permitirme realizar este sueño.**

Agradezco:

**A mi madre:** con cariño, respeto y gratitud, que vio culminar mis estudios, por quien seguiré superándome como individuo y profesionista. Gracias por tu apoyo, confianza, y por ese gran esfuerzo por sacarnos adelante.

**A mi abuelita Julia.** Por ese gran apoyo y comprensión.

**A mis hermanos.**

Víctor Manuel.

Julio Cesar.

Por su cariño y comprensión.

**A mi novio.**

Juan, a ti que eres la parte más importante de toda mi carrera, que con tu gran amor, tu paciencia y tu apoyo, que estuviste siempre a mi lado y por haber dedicado parte de tu tiempo a esta tesina, te doy las gracias por todo tu cariño y comprensión y especialmente por ser mi *compañero incondicional*.

Te amo.

Agradezco:

Al **C.D. Marcelo Yolli Sato Sato** por su dedicación, apoyo y asesoría en el desarrollo de este trabajo de investigación.

**A los apreciables miembros del jurado:**

A quienes presento esta tesina.

A la facultad de odontología: **profesores y pacientes**, sin los cuales no hubiera aprendido y desarrollado mi vocación y aptitudes, respectivamente como cirujano dentista.

A la **Universidad Nacional Autónoma de México:**

Por dejarme ocupar sus aulas, donde recibí mi educación, y permitirme llegar a ser una persona de bien que servirá a la sociedad dignamente en el área de la salud.

# ÍNDICE.

## Introducción.

### 1. Amalgama

1.1	Antecedentes.....	3
1.2	Clasificación y composición.....	6
1.3	Propiedades físicas y mecánicas.....	15
1.4	Presentación y dosificación.....	20
1.5	Indicaciones y contraindicaciones.....	22
1.6	Manipulación.....	27
1.7	Terminación y pulido.....	34
1.8	Toxicidad.....	37
1.9	Reglas de higiene para evitar riesgos.....	40

### 2. Composites

2.1	Composición.....	41
2.2	Características clínicas.....	48
2.3	Composites híbridos.....	50
2.4	Composites auto y fotopolimerizables.....	52
2.5	Restauraciones posteriores c/composites.....	56

### 3. Tetric ceram y tetric flow

3.1	Objetivos.....	59
3.2	Composición.....	60
3.3	Características de los cerómeros.....	61
3.4	Propiedades de los cerómeros.....	63
3.5	Presentación de tetric ceram.....	74
3.6	Indicaciones.....	74
3.7	Contraindicaciones.....	74
3.8	Ventajas.....	74
3.9	Presentación de tetric flow.....	76
3.9.1	Indicaciones.....	77
3.9.2	Ventajas.....	77
3.9.3	Contraindicaciones.....	80
3.9.4	Manipulación de tetric ceram y tetric flow.....	81

<b>4. Definite</b>	
4.1	Composición..... 84
4.2	Características..... 87
4.3	Biocompatibilidad..... 88
4.4	Propiedades..... 90
4.5	Unión adhesiva..... 91
4.6	Estética..... 93
4.7	Pulido..... 93
4.8	Datos técnicos..... 94
4.9	Presentación..... 95
4.9.1	Indicaciones y contraindicaciones..... 96
4.9.1	Manipulación..... 97
<b>5. Caso clínico.....</b>	<b>98</b>
<b>Conclusión .....</b>	<b>102</b>
<b>Bibliografía .....</b>	<b>105</b>

# INTRODUCCIÓN

## CARACTERÍSTICAS Y DIFERENCIAS DE LA AMALGAMA Y LOS CERÓMEROS DIRECTOS.

En este trabajo nos proponemos estudiar las características y diferencias de los cerómeros directos y la amalgama tomando en cuenta su composición, indicaciones, manipulación, biocompatibilidad y su capacidad de restaurar la anatomía del diente natural, su función sin olvidar la estética y la longevidad de la restauración. Todos los cirujanos dentistas deben conocer las ventajas y desventajas que pueden tener estos materiales y así seleccionar el indicado en cada paciente.

Las primeras sustancias de esta nueva clase fueron en los años '80, se caracterizan por la capacidad de ajustar de forma selectiva, las cualidades de los materiales, los factores que contribuyeron fundamentalmente en la aceleración de estos productos fue la discusión sobre los posibles efectos

secundarios de la amalgama, así como las exigencias estéticas por parte de los pacientes. Ya que la odontología permanecía en la era de la amalgama y restauraciones metálicas se decidieron usar otros materiales.

Los objetivos actuales de esta odontología restauradora, son establecer una integración armoniosa de la restauración con la dentición circundante y con los tejidos blandos y ofrecerle al paciente trabajos de calidad con excelentes beneficios.



## I. AMALGAMA

Las restauraciones de amalgama dental para dientes aparecen a final del siglo XVII. Polvo de bismuto-estaño fue mezclado con mercurio y después colocado en las cavidades en un estado de fundición, aproximadamente 100 grados centígrados. La cantidad de mercurio fue aumentada para permitir la colocación a temperatura ambiente. A principio del siglo XIX una mezcla de polvo de plata se había usado para remplazar a las aleaciones primarias.

Estas tempranas formulaciones de amalgama de plata no fueron restauraciones estables y fueron colocadas típicamente en las cavidades después de poca o no-remoción de caries. Este tipo de odontología fue considerado no ética, comparadas con las medidas de cuidado que en ese entonces se usaban con restauraciones de oro cohesivo, por lo tanto, la amalgama dental en la mayor parte del siglo XVIII se encontraba desacreditada.

A finales del siglo XIX y a comienzos del siglo XX, Green Vardiman Black trazo un estilo de preparación

de cavidad y una aleación de amalgama que permitía restauraciones más durables. Mientras que en las tempranas amalgamas de plata tuvieron contracción durante la cristalización y extrema corrosión, las aleaciones de Black producían amalgamas, las cuales fueron dimensionalmente neutrales en la cristalización y con una relativa resistencia a la corrosión<sup>1</sup>.

La amalgama dental es una mezcla de una aleación de varios metales teniendo<sup>2</sup> en cuenta que la *palabra amalgama significa: unión de cosas de naturaleza distinta* (plata, estaño, cobre y algunas veces zinc) con mercurio. La mezcla o trituración de estos componentes producen una masa plástica que es condensada dentro de cavidades previamente talladas en dientes, con instrumentos adecuados para producir la anatomía y posteriormente la masa cristaliza; este endurecimiento acontece por cambios metalográficos que se producen en su seno.

---

<sup>1</sup> Revista ADM, vol LVI, No 3 mayo-junio. pág. 113

<sup>2</sup> Operatoria Dental. Restauraciones. Julio Barrancos Mooney pág. 427-428

Para tener una dimensión real de los cambios metalográficos citaremos brevemente cuales son. Durante el fenómeno de trituración se une el mercurio con los componentes de la aleación: y es cuando comienza a formarse las fases metalográficas propia de la reacción de la amalgamación, siendo las siguientes:

Fase Gamma 1. Y1 formula  $\text{Ag}_2 \text{Hg}_3$

Fase Gamma 2. Y2 formula  $\text{Sn}_7 - 8\text{Hg}$

Estas dos fases constituyen la matriz que envuelve la fase gamma.

La amalgama dental constituye aún el material para restauración más utilizado en operatoria dental. Esta afirmación se hace por el hecho de que aproximadamente el 80% de las obturaciones que se colocan en boca de pacientes son amalgamas. Además continua siendo un excelente material de restauración en especial cuando el operador respeta los principios de preparación y manipula en forma adecuada.

## CLASIFICACIÓN Y COMPOSICIÓN.

### CLASIFICACIÓN CRONOLÓGICA.

Como lo hemos mencionado, este material restaurador viene usándose por más<sup>3</sup> de un siglo. Los avances en tecnología y un mejor conocimiento de las reacciones que se producen en la amalgama, han permitido mejoras que hacen de ella un excelente material restaurador de bajo costo. Es necesario recalcar que una manipulación defectuosa conducirá inevitablemente al fracaso clínico.

Citaremos la composición de la fórmula que a lo largo del tiempo ha presentado variaciones, por lo cual se hace necesario una clasificación cronológica de la misma.

- PRIMERA GENERACIÓN. Fórmula atribuida al doctor Green Vardiman Black. Esta fórmula se compone de plata y estaño en relación 3:1.

---

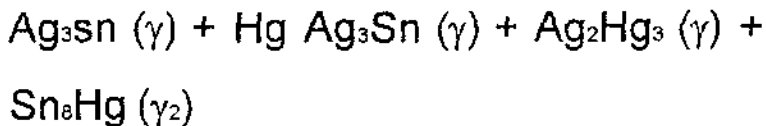
<sup>3</sup> Biomateriales odontológicas de uso clínico.  
Humberto José Guzmán Báez, pág. 82.

- SEGUNDA GENERACIÓN. Corresponde a una fórmula cuaternaria: plata-estaño-cobre y zinc. Fórmula de Black modificada, esta fórmula ha sido muy popular y aun al presente se sigue fabricando.
- TERCERA GENERACIÓN. Fórmula denominada de fase dispersa. Esta fórmula se adiciona a la convencional(plata, estaño, cobre y zinc), una fase eutéctica plata- cobre en forma esférica. La composición es de 2/3 de fórmula prismática cuaternaria y 1/3 de fase esférica plata-cobre.
- CUARTA GENERACIÓN. Fórmula ternaria de plata, estaño y cobre en forma esférica. Nace así la preparación esférica con alto contenido de cobre.
- QUINTA GENERACIÓN. Fórmula de plata-estaño y cobre adicionada de indio.
- SEXTA GENERACIÓN. La adición de un metal noble, mejora notablemente las propiedades físicas de la amalgama.

## COMPOSICIÓN.

### AMALGAMAS DE BAJO CONTENIDO DE COBRE.

Después de ver las pruebas de ensayos y errores, la composición de las<sup>1</sup> aleaciones de amalgama, fue aproximadamente de 69% de plata, 26% de estaño y 5% de cobre, esta fue mezclada con la misma cantidad de mercurio en peso. La amalgama fue originalmente mezclada con mortero y pistilo usando un exceso de mercurio, este fue exprimido en un pedazo de tela. Los amalgamadores no fueron usados hasta los años 40. El mezclado de una exacta relación aleación /mercurio fue a comienzo de los 60. Aunque la metalografía de las amalgamas de Black no fue bien entendida hasta después de muchos años de desarrollada, la reacción de cristalización fue la siguiente.



---

<sup>1</sup> Revista ADM, vol LVI, No 3 mayo-junio 1999, pág. 113-114

Con diferentes temperaturas y composiciones, dos metales que se encuentran con diferente estructura química o fases metalográficas, y estas se abrevian con letras griegas, las reacciones son las siguientes: Gamma ( $\gamma$ ) en la reacción de cristalización mencionada anteriormente representa una reacción no reactiva de la aleación plata-estaño, mientras que gamma 1 ( $\gamma_1$ ) y gamma 2 ( $\gamma_2$ ) son productos de la reacción.

Estas tres fases no son relacionadas entre ellas mismas, representan varias fases de gamma de los tres diferentes sistemas bimetálicos. Mientras que gamma y gamma1 son relativamente estables en el medio oral, la fase gamma2 se corroe rápidamente, y eventualmente produce una fractura en el margen, característica de las restauraciones de esta amalgama.

La presencia de una aleación no reactiva ( $\gamma$ ) entre los constituyentes de la amalgama indican que la reacción esta a punto de concluir después de que el mercurio ha sido consumido, e indica la importancia correcta porción aleación/mercurio en la reacción de

---

cristalización. El cobre no es prominente en esta reacción, siendo disuelto en toda su extensión en la plata. Este tipo de amalgama conocida como de alto contenido de cobre.

#### AMALGAMAS DE ALTO CONTENIDO DE COBRE.

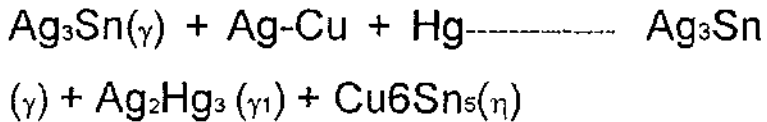
Al principio de los 60, una aleación de amalgama que fue desarrollada, mostró<sup>1</sup> menos corrosión y fractura del margen que las aleaciones previas. Esta aleación tiene un incremento de cobre, y eventualmente se compuso de aproximadamente 62% de plata, 26% de estaño y 12% de cobre la concentración de estaño en cada aleación de amalgama debe ser aproximadamente de 26% para la amalgama para que no se expanda o se contraiga durante la cristalización. El aumento de cobre *presentado en esta aleación disminuye el contenido de plata, relativamente a las aleaciones de bajo contenido de cobre*). Fue después de descubierto que el cobre reacciona con el estaño produciendo una nueva reacción llamada eta(h), una reacción de cobre estaño. La formación de esta fase previene la

---

<sup>1</sup> Revista ADM, vol LVI, No 3 mayo-junio 1999, pág. 114



reacción del estaño con el mercurio, por lo tanto la fase gamma 2 susceptible a la corrosión es eliminada. La reacción de cristalización de este tipo de materiales:



La manera en que el cobre es aumentado en la amalgama fue originalmente causa de una considerable confusión. En vez de una reformulación completa del polvo de la aleación, se adhirieron partículas eutécticas de plata cobre (72% de plata 28% de cobre) al polvo de la aleación de bajo contenido de cobre en suficientes cantidades para aumentar el porcentaje de cobre de la aleación a 12%. El desarrollo de las amalgamas de alto contenido de cobre demostró un superior desempeño clínico y mejores propiedades físicas. Debido a la eliminación química de la fase gamma 2. Erróneamente se atribuyó esto a un endurecimiento por dispersión, fenómeno físico en el cual pequeñas

partes de un material desigual hacen más resistente la red espacial de un cristal metálico. A pesar de este error, estas aleaciones eutécticas continúan siendo llamadas " fase dispersa ".

## COMPOSICIÓN ACTUAL DE LAS ALEACIONES DE AMALGAMA.

En los 70, una amalgama de alto contenido de cobre fue desarrollada en la cual<sup>1</sup> todas las partículas de la aleación fueron químicamente similares. Estas demostraron las mismas propiedades favorables tan similar como en la composición dual de las amalgamas de alto contenido de cobre. El cobre contenido entre el rango del 12 al 30% no da una aparente ventaja en las amalgamas de alto contenido de cobre. También en los 70s, una prueba de laboratorio fue inventada la cual predice la superioridad clínica de las amalgamas de alto contenido de cobre en comparación con las de bajo contenido. Esta propiedad llamada (creep) es medida colocando una carga de 4 horas en una

---

<sup>1</sup> Revista ADM, vol LVI, No 3 mayo-junio 1999, pág. 114-116

amalgama cristalizada en forma de cilindro. Las amalgamas de bajo contenido de cobre se deforman por lo menos en un 3%, mientras que las de alto contenido de cobre muestran alrededor de 1% en corrosión. (Debido al bajo punto de fusión del mercurio, la temperatura del cuerpo es relativamente alta para la amalgama. Otras familias de metales como el acero, también presentan corrosión, pero solamente en altas temperaturas). Excepto que el valor de 1% es recomendable, tiene poco valor comparándolo con las amalgamas de alto contenido de cobre. Pequeñas partículas de zinc fueron adheridas tradicionalmente a las aleaciones de amalgama para reducir la oxigenación durante el mezclado de los metales. Sin embargo, las amalgamas de bajo contenido de cobre de este tipo las cuales fueron contaminadas con humedad durante la condensación sufren una expansión retardada.

Esto fue clínicamente evidente cuando en la restauración apareció un crecimiento fuera de la preparación de la cavidad y fue causada por la reacción de agua y el zinc creando gas hidrogeno

dentro de la amalgama, la cual gradualmente expande la restauración. Amalgamas de alto contenido de cobre están muy cercanas hacer libres de zinc y a llegar a tener muy poca expansión retardada si son contaminadas.

### AMALGAMAS ADHESIVAS.

Los adhesivos dentinarios se adhieren a los metales, incluyendo la amalgama, y tiene el potencial de adherir la amalgama a la estructura dental. Aunque algunos productos son marcados específicamente como amalgamas adhesivas, no hay evidencias que estos son superiores a otros productos. Los adhesivos dentinarios empleados debajo de una amalgama deben ser químicamente curados y la amalgama debe ser condensada antes de que la resina polimerice para obtener adhesión. Esta adhesión es relativamente débil, aproximadamente del 20% de la resina a la adhesión a la dentina de las resinas compuestas.

Los principales **beneficios** de la amalgama adhesiva son disminución de la sensibilidad postoperatoria y aumento de la retención en restauraciones

extensas. Pruebas clínicas de sensibilidad postoperatoria han demostrado que no todos los adhesivos efectivamente disminuyen la sensibilidad. Existe también el riesgo de que los adhesivos interfieran con la integridad marginal de las restauraciones de la amalgama lo cual no puede ser ignorado. El uso de estos productos ciertamente complica la simplicidad relativa y la alta efectividad de la interfase diente amalgama, y su uso debería ser restringido a reconstrucciones de muñones y restauraciones con alta sensibilidad.

#### PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS.

Las propiedades físicas y mecánicas para la selección de una aleación: cambios dimensionales de fraguado, resistencia compresiva, resistencia traccional, escurrimiento (creep).

## CAMBIOS DIMENSIONALES DE FRAGUADO.

Los cambios dimensionales que sufre la amalgama durante la cristalización<sup>2</sup> actúan negativamente en resultado de la restauración.

La excesiva contracción inicial provoca la separación del material de las paredes cavitarias con mayor posibilidad de filtración marginal y fermentación de caries secundaria.

La expansión exagerada produce tensiones excesivas tanto en la restauración como en el diente y posibilita la fractura de este.

Los valores de contracción o expansión en 24 horas se establece en un máximo de 20 micrones y un mínimo de 20 micrones por centímetro.

Las variables que afectan los cambios dimensionales, posibles de controlar al seleccionar una aleación, son la composición de la aleación y el tamaño de las partículas. La expansión producida por la plata esta controlada por la contracción que le infiere el estaño. Una aleación que contenga mas del

---

<sup>2</sup> Operatoria Dental, Restauraciones, Julio Barrancos Mooney, pág. 569.

29% de estaño puede producir una contracción exagerada.

A medida que disminuye el tamaño de las partículas aumenta la superficie total de ellas. Esta mayor superficie reaccionable permite una más rápida difusión del mercurio que acentúa la contracción inicial y disminuye la expansión general de la amalgama.

#### EXPANSIÓN SECUNDARIA.

La denominada expansión secundaria o retardada, es una sobre-expansión anormal debido a una defectuosa manipulación de la amalgama. Las fórmulas con contenido de zinc que durante el proceso de condensación se contaminan con la humedad (saliva o sangre) o al contacto con las manos del operador, sufrirán al término de varios días una sobre-expansión exagerada por la reacción electrolítica del zinc, con producción de hidrógeno. Los cambios volumétricos exagerados pueden conducir a la fractura del tejido dentinario y el desbordamiento de la restauración.

## RESISTENCIA COMPRESIVA, RESISTENCIA TRACCIONAL Y ESCURRIMIENTO.

La amalgama tiene un periodo de escasa resistencia traccional inicial (60MN/m<sup>2</sup>) durante las primeras horas, cuando las posibilidades de fracturas son mayores. La resistencia compresiva inicial es satisfactoria (300MN/m<sup>2</sup>).

El valor mínimo de resistencia compresiva de una amalgama, de acuerdo con la norma es de 80Mpa (800Kg/m<sup>2</sup>) al termino de una hora.

Al sufrir tensiones por pequeñas cargas inferiores al limite de la fractura que actúa durante un tiempo prolongando que las amalgamas se comporten, como un material viscoelástico deformándose permanentemente. Esta deformación se denomina escurrimiento o creep y conduce a que el material extruya de la cavidad y queden excesos en sus márgenes los que pueden eventualmente producir fractura marginal.

El valor establecido es de 3% las amalgamas con valores bajos de escurrimiento, menos de 0.45%; son las que demostraron comportamiento clínico por



presentar mayor resistencia a la fractura marginal. En cuanto aquellas con valores superiores al 1% a los 2 años sufren ya de fracturas marginales.

#### TAMAÑO Y FORMA DE PARTÍCULAS.

Las partículas grandes dan mayor posibilidad de expansión; cuanto menor sea el<sup>2</sup> tamaño de la partícula esta expansión será menor.

Cualquiera que sea la forma de la partícula, con tamaños reducidos 5 a 40m, se logra una resistencia superior al obtener una mayor compactación de las partículas y una menor cantidad de matriz entre ellas.

FORMA. Las aleaciones de partículas irregulares en limaduras, al ser amalgamadas, sufren una dilatación de cristalización que contribuye a mejorar el cierre marginal, a diferencia de las esféricas que se contraen y por lo tanto su cierre marginal no está perfecto.

Las amalgamas hechas con aleación de partículas esféricas desarrollan hasta el 90% de su resistencia

---

<sup>2</sup> Operatoria Dental, Restauraciones, Julio Barrancos Mooney, pág. 570, 571.

compresiva y traccional a las 24 horas mientras que las amalgamas con partículas mixtas o polimorfas lo hacen solo en el 70%. Además, la resistencia traccional a una hora, de amalgamas hechas con partículas esféricas, es superior a la de cualquier otra amalgama hecha con aleaciones no esféricas.

### PRESENTACIÓN Y DOSIFICACIÓN.

El fabricante presenta al mercado la misma aleación en tres formas: polvo, tableta<sup>2</sup> y cápsulas, en las cuales se encuentran la aleación y el mercurio separados por una membrana que se rompe durante la trituración. La presentación más costosa es la cápsula, seguida por la tableta, siendo el polvo la presentación más económica. La cápsula ofrece las ventajas de una relación aleación/mercurio exacta y la disminución en el riesgo de escapes de mercurio.

Sus desventajas son que no se puede alterar la relación aleación/mercurio para obtener una mezcla mas o menos plástica y el costo.

---

<sup>2</sup> Operatoria Dental, Restauraciones, Julio Barrancos Mooney, pág. 432.

El polvo es medido en un dispensador de polvo que actúa en forma volumétrica, con la desventaja de que este método no es exacto.

La tableta tiene la ventaja de que su peso es más exacto, teniendo el operador que graduar solamente el mercurio que corresponde al peso de la tableta.

### DOSIFICACIÓN.

Proporción de mercurio y aleación.

Se debe establecer una correcta proporción de mercurio y aleación es fundamentalmente importante para el éxito de la restauración de la amalgama.

Tanto un exceso como una falta de mercurio traerá aparejada una disminución de sus propiedades finales, como pueden ser un creep exagerado, expansión ó contracción excesivas y propiedades mecánicas menos favorables.

Es necesaria una suficiente cantidad de mercurio para mojar todas las partículas logrando de ese modo una reacción uniforme en toda la masa. La restauración terminada debe contener menos del 50% de mercurio residual.

La cantidad de mercurio influye en la facilidad o no de la amalgamación o trituración, del mismo modo que lo hará también sobre la plasticidad de la masa de la amalgama y esta a su vez actuara sobre la mayor ó menor posibilidad de adaptación a las paredes y márgenes de la cavidad durante la condensación.

Para las aleaciones convencionales, la cantidad de mercurio debe superar a la de la aleación mientras que para las de alto contenido de cobre la relación será de 1 a 1 o con menor cantidad de mercurio con respecto a la aleación.

## INDICACIONES Y CONTRAINDICACIONES.

### INDICACIONES.

- 1- Restauraciones de amalgama para clase I<sup>3</sup>.
- 2- Superficies oclusales en premolares y molares, surcos bucales o linguales en molares.
- 3- Restauraciones de amalgama para la clase II.  
Superficies ocluso-proximales en premolares y molares.
- 4-restauraciones complejas en posteriores.

---

<sup>3</sup> Biomateriales odontológicos de uso clínico, Humberto José Guzmán B. pág. 81.

En la mayoría de las lesiones de clase I y II la restauración con amalgama está<sup>2</sup> perfectamente indicada.

En términos generales, en cavidades pequeñas y medianas el material se comporta muy bien. En cavidades grandes, especialmente cuando superan la mitad de la distancia intercuspídea bucolingual, la indicación está supeditada al caso clínico y debe advertirse al paciente sobre la posibilidad de una fractura del diente y / o material.

Una restauración de este tipo se justifica cuando las condiciones económicas del paciente o razones de urgencia no permiten la realización de una restauración rígida, corona o incrustación que refuerce totalmente la débil estructura dentaria remanente.

En dientes temporarios o en permanentes jóvenes, la indicación de la amalgama es correcta y brinda un excelente servicio. Pueden citarse como ejemplo las cavidades en cara palatina de incisivos superiores,

---

<sup>2</sup> Operatoria Dental, Restauraciones, Julio Barrancos Mooney, pág. 450.

donde la proximidad de la pulpa en jóvenes y la necesidad de un material resistente al desgaste justifican la elección de amalgama.

En dientes con pronóstico desfavorable ó dudoso por ejemplo enfermedad periodontal avanzada, malposición, protección pulpar directa profunda, es preferible realizar una amalgama por su técnica más simple y menos traumática que una restauración rígida, por lo menos hasta que el diente vuelva a la normalidad o su pronóstico haya mejorado.

En pacientes de edad avanzada, enfermos, hospitalizados, discapacitados, o en atención domiciliaria fuera del consultorio, se debe elegir una amalgama por la rapidez de su manipulación.

## CONTRAINDICACIONES.

Dos de las condiciones desfavorables de la amalgama son su color y el deterioro<sup>2</sup> de la superficie por corrosión y ennegrecimiento.

Esto contraindica el uso de la amalgama en cavidades muy visibles, mesioclusaes en premolares ó molares, especialmente superiores.

En cavidades muy amplias, donde, aunque no se vea la amalgama directamente puede traslucirse el color oscuro através de una capa muy delgada de tejido dentario. También los clásicos dientes negros que aparecen en cavidades amplias obturadas con amalgama al cabo de algunos años de uso clínico, por infiltración de iones através de los tejidos dentarios. Este fenómeno puede minimizarse con el correcto uso de los protectores dentinopulpaes, especialmente las dos capas de barniz previo a la restauración.

Por su escasa resistencia traccional la amalgama esta contraindicada en espesores delgados, por lo cual exige una correcta preparación cavitaria.

---

<sup>2</sup> Operatoria Dental, Restauraciones, Julio Barrancos Mooney, pág. 451.

En pacientes que poseen gran número de restauraciones realizadas con otros metales, incrustaciones metálicas, coronas metálicas, sería conveniente no realizar restauraciones con amalgama, especialmente si van a estar en contacto directo con aquellas. Tiene como objetivo evitar la aparición de las corrientes galvánicas que aumentan la corrosión y en ciertos casos pueden llegar a producir dolor al paciente.



## MANIPULACIÓN.

Luego de la selección de la aleación y de dosificar adecuadamente ésta y el<sup>2</sup> mercurio se debe preparar la amalgama, asegurando que los dos componentes se mezclen correctamente.

Los objetivos a cumplir serán:

- 1-Poner en íntimo contacto las partículas de la aleación humedeciéndolas con el mercurio.
- 2-Lograr una masa de amalgama de plasticidad adecuada para ser condensada en la cavidad.
- 3-Desoxidar la aleación en superficie para permitir la reacción química.
- 4-Reducir el tamaño de partículas cuando estas son grandes.

Una amalgama correctamente triturada deberá tener:

1. Ausencia de partículas secas.
2. Aspecto liso y con poco brillo.
3. Cohesión de la masa de la amalgama.
4. Adhesión leve a las paredes del mortero desprendiéndose al menor golpe.

---

<sup>2</sup> Operatoria Dental, Restauraciones, Julio Barrancos Mooney, pág. 437-440

## ASPECTO DE LA AMALGAMA.

### SOBRETURADA.

- \* Brillante.
- \* Caliente.
- \* Casi líquida.
- \* Se adhiere mucho.

### NORMAL.

- \* Poco brillo.
- \* Normal.
- \* Homogénea.
- \* Se adhiere poco.

### SUBTRURADA.

- \* Opaca.
- \* Fría.
- \* No homogénea.
- \* No se adhiere.

## AMALGAMACIÓN O TRITURACIÓN MECÁNICA.

Los amalgamadores mecánicos presentan ventajas ostensibles.

- 1-La trituración se logra rápidamente.
- 2-Los resultados son más consistentes.
- 3-Se requiere menor cantidad de mercurio.
- 4-Se emplea menos tiempo.
- 5-La amalgama resulta con mejores cualidades en lo que respecta a su resistencia compresiva y densidad final.

## ELIMINACIÓN DE EXCESO DE MERCURIO.

Si se utilizan aleaciones convencionales generalmente es necesario eliminar el ligero exceso de mercurio mediante el empleo de un trozo de tela de hilo ó nailon. Se coloca la amalgama en la tela y al apretarla saldrá mercurio, en las aleaciones de alto contenido de cobre o cuando se emplea la relación 1 a 1 este procedimiento es innecesario.

## CONDENSACIÓN.

La condensación de la amalgama constituye el paso más exigente, depende de la<sup>2</sup> plasticidad de la masa, del tipo de aleación, del tipo del condensador y de la fuerza aplicada.

La condensación es un procedimiento mediante el cual llevamos pequeñas cantidades de la amalgama en estado plástico a la cavidad y mediante condensadores metálicos la vamos empacando; procurando al máximo que llene completamente la cavidad y se adose a las paredes y ángulos sin dejar espacios.

Una condensación incorrecta trae las siguientes consecuencias:

1. Cambios volumétricos.
2. Desfavorables propiedades mecánicas.
3. Insuficiente adaptación a los márgenes.
4. Corrosión.
5. Porosidad interna y externa.

---

<sup>2</sup> Operatoria Dental, Restauraciones, Julio Barrancos Mooney, pág 440, 441.

Los objetivos que se persiguen al realizarla son:

- a- Completar la trituración.
- b- Asegurar la adaptación de la masa de amalgama a las paredes y bordes de la cavidad.
- c- Eliminar el exceso del mercurio.
- d- Reducir las porosidades.
- e- Disminuir la posibilidad de fractura marginal.

Los condensadores pueden ser monoángulados, biangulares ó triángulados, la parte activa debe ser lisa.

La dirección de las fuerzas de condensación deberá ser:

- 1- Perpendicular al piso de la cavidad.
- 2- Contra las paredes de ella.

La condensación más eficiente consta de un movimiento combinado de empuje y vaivén que permite un mejor resultado en la adaptación del material a las paredes.

## BRUÑIDO PREVIO AL TALLADO.

Debe ser considerado como una continuación del procedimiento de condensación<sup>2</sup>. La cavidad debe estar sobrellenada, para que al quitar luego el excedente se logre eliminar el material menos homogéneo.

Luego de la condensación se deja entre medio y un milímetro de exceso de material, con un bruñidor grande de forma adecuada a la cavidad se aplica presión sobre la superficie de la restauración, realizando en este momento un premodelado de ella.

Las ventajas del bruñido son:

- 1-Reduce la microporosidad y el exceso de mercurio.
- 2-Remueve algún exceso de amalgama haciendo un premodelado y facilitando el posterior tallado.
- 3-Aumenta la resistencia a la corrosión.
- 4-Mejora las propiedades físicas en los bordes.
- 5-Reduce la filtración marginal

---

<sup>2</sup> Operatoria Dental, Restauraciones, Julio Barrancos Mooney, pág. 442,443.

El bruñido se efectúa en el momento en que la amalgama esta en condiciones de recibir la acción de la presión y frotamiento.

#### TALLADO.

El tallado tiene por objeto reproducir la forma anatómica correcta en la superficie de la restauración.

Los talladores deben poseer bordes cortantes afilados para ejercer su acción en forma efectiva.

En un comienzo se procede a quitar los excesos del material se utiliza el resto de las vertientes cuspídeas como guía para lograr el cometido en forma correcta.

Se deberá tener un previo conocimiento de la oclusión del paciente para devolver los contactos que tenía y de la anatomía dentaria, se debe evitar el tallado excesivo sacando la restauración de oclusión y por el contrario no dejar excesos que se transformaran en contactos prematuros, se debe de tener precaución de no hacer surcos profundos, pues producen áreas de tensión susceptibles a la fractura.

## BRUÑIDO FINAL.

Va a facilitar el pulido e incluso puede llegar a evitarlo, especialmente con las amalgamas de fraguado muy rápido, va a mejorar la adaptación y el sellado disminuyendo por lo tanto la filtración marginal, y facilita la remoción de la placa.

El bruñido final se debe de realizar con el bruñidor de wescott ó el PKT3, sin ejercer gran presión sobre toda la superficie de la amalgama.

## TERMINACIÓN Y PULIDO.

En una sesión posterior, como mínimo 24 horas después se debe pulir la<sup>2</sup> restauración para disminuir la posibilidad de corrosión, filtración marginal y el atrapamiento de placa.

La amalgama bien terminada y pulida dará como resultado, además de una más favorable respuesta de los tejidos gingivales, la posibilidad de que el paciente pueda mantenerla limpia con facilidad.

---

<sup>2</sup> Operatoria Dental, Restauraciones, Julio Barrancos Mooney, pág. 444, 445.



El instrumental a utilizar podrá ser:

- 1- Fresas gastadas.
- 2- Fresas de filos múltiples de varias formas.
- 3- Fresas especiales para el pulido.

Estos instrumentos deben ser utilizados a baja velocidad y sin ejercer presión. A continuación se emplean pastas abrasivas como: pómez y agua con cepillos de cerda blanda ó pastas comerciales Amalgloss.

En la zona proximal se debe utilizar tiras de pulir cortadas.

Los elementos de goma(ruedas, tazas y puntas), si bien dan alto brillo, pueden generar calor y hacer fluir el mercurio a la superficie.

Deben ser utilizados con presión suave, refrigerando con aire ó agua a baja velocidad.

Pasos a seguir:

- 1- Eliminar excesos.
- 2- Corregir contactos oclusales.
- 3- Perfeccionar anatomía.
- 4- Alisar superficies.
- 5- Marcar surcos.
- 6- Pulir y dar brillo.

Las amalgamas realizadas con aleaciones de alto contenido de cobre u otras fórmulas modernas, que ha sido manipulado correctamente, bruñidas, pretallado y postallado y que endurecen rápidamente pueden ser pulidas al cabo de 10 a 12 minutos en la misma sesión operatoria.

#### LONGEVIDAD DE LAS RESTAURACIONES DE AMALGAMA.

La fractura en volumen de la amalgama es probablemente la falta más común de la amalgama en el primer año de servicio, y comúnmente puede ser debido a la contaminación de la amalgama, sobreoclusión de la restauración, o un error en la preparación de la cavidad ya sea en preparaciones oclusales que no tienen la debida profundidad o en preparaciones proximales con falta de retención.

Eventualmente, las restauraciones de amalgama de alto contenido de cobre sufren fracturas marginales llevándolas a ser susceptibles a caries secundarias. A pesar de que el servicio de una amalgama es entre 5 a 19 años, la experiencia en la preparación e la cavidad y colocado de la amalgama, en conjunto

con control adecuado de placa por parte del paciente, puede prolongar la vida de la restauración de la amalgama por muchos años.

#### TOXICIDAD.

El mercurio contenido en la amalgama con alto contenido de cobre esta casi<sup>1</sup> enteramente unida a la fase gamma 1, como es evidente en las reacciones de fraguado. Sin embargo, con la reciente instrumentación sofisticada, es posible detectar niveles de mercurio en minutos que se liberan en las restauraciones de amalgama. Existe por otra parte, solo una pequeña cantidad de mercurio que podría afectar a la salud del paciente, en comparación con las grandes cantidades de mercurio encontrada en la mayoría de la gente en el ambiente y las fuentes dietéticas. Investigaciones han demostrado que los dentistas a pesar de estar expuesto al mercurio de la amalgama o tener restauraciones de amalgama en sus dientes, se reportan tan sanos como el resto de la población. Sin embargo, existen situaciones en donde el paciente es sensible al mercurio y las

---

<sup>1</sup> Revista ADM, Vol LVI, No 3 mayo-junio 1999, pág. 116.

amalgamas tienen que ser reemplazadas, con autorización del médico.

La relación de la contaminación con mercurio y las amalgamas dentales puede ser dividida en dos formas:

La primera involucra la manipulación del mercurio en el consultorio dental.

La trituración, la cual es aconsejable realizarla en cápsulas selladas o dosificadas y en un amalgamador que tenga capuchón, esto evita que el mercurio se disemine en el operatorio. La relación aleación /mercurio deberá ser 1:1 esta relación permite reducir el excedente de mercurio, favoreciendo las propiedades físicas y mecánicas de la restauración, al mismo tiempo mejora las condiciones de higiene durante el manejo del mercurio. Para eliminar excedentes en la aleación la amalgama se debe exprimir con pinzas y de preferencia utilizar guantes para evitar el contacto, tanto el desperdicio de amalgamas como el mercurio se guardaran en un recipiente irrompible que pueda ser cerrado y que contenga agua.

La condensación, ya sea mecánica o manual no aumenta los niveles de mercurio, sin embargo los condensadores ultrasónicos deben evitarse por completo ya que producen una nube en la punta de trabajo compuesta de gotas de mercurio y particular de aleación.

Durante la remoción de amalgamas es indispensable utilizar enfriamiento con agua y aire, succión quirúrgica así se evita la vaporización del mercurio por aumento en la temperatura.

La exposición del mercurio puede producir efectos de sensibilización y en ultimo grado lo que se llama mercurialismo o hidrargirismo. Las cifras aceptadas para el mercurio en lo que se llama el valor umbral limite (VUL) son de 0.05mg/m<sup>3</sup> de aire.

Los mayores riesgos de exposición existen cuando el paciente no esta expuesto a mayores riesgos por su corta permanencia en la consulta y por la prácticamente nula absorción del mercurio por vía digestiva.

## REGLAS DE HIGIENE PARA EVITAR RIESGOS DE EXPOSICIÓN A MERCURIO.

1-Manipule el mercurio sobre superficies lisas con el objeto de que se facilite su recuperación si se derramase.

2-Limpie de inmediato el mercurio derramado y utilice succionadores de aire cuando se deposite en grietas o irregularidades del piso del consultorio.

3-No toque el mercurio ni la amalgama.

4-Utilice cápsulas de cierre hermético durante la amalgamación.

5-Recupere todo mercurio y amalgama sobrantes y guárdelos en recipientes irrompibles que contengan agua o líquidos radiográficos de desecho.

6-Trabaje en espacios ventilados.

7-Evite calentar el mercurio o la amalgama.

8-Use el enfriamiento con agua cuando este eliminando amalgamas viejas.

9-No utilice condensadores ultrasónicos.

## II. COMPOSITES

La principal razón por la cual los composites resultan útiles en odontología operatoria conservadora es que, a diferencia de otros materiales de restauración se adhieren directamente a la estructura dentaria, nombrándolo como una de las cualidades mas específicas de los mismos. Existen cuatro tipos básicos de adhesión, los cuales son importantes en la clínica y son:

1. Adhesión resina-esmalte.
2. Adhesión resina-dentina.
3. Adhesión resina-resina.
4. Adhesión resina-metal.

El éxito clínico de cada método de adhesión depende claramente de la elección de la resina adecuada y la técnica manipulativa indicada para el procedimiento restaurador clínico.

Son muchos los materiales que pueden utilizarse con el éxito en los procedimientos restauradores y es importante que el odontólogo elija el tratamiento restaurador indicado para así llegar al objetivo deseado.

Los composites están constituidos por dos componentes principales que son:

1. La matriz de unión de resina.
2. Fases inorgánicas de relleno.

La matriz de unión de resina no varía mucho entre los distintos composites, la mayoría de los cuales tienen como matriz de resina la de Bowen o el bisfenol aglicidilmetacrilato (Bis-GMA), aunque en algunos casos, se utilice ocasionalmente el dimetacrilato de uretano.

Los composites se diferencian principalmente por su componente de relleno inorgánico. El tipo de relleno, el tamaño de las partículas y la cantidad de carga inorgánica varía mucho entre los distintos composites, todo esto debe de ser tomado en cuenta por el odontólogo para predecir el rendimiento clínico del material. Para valorar inicialmente un nuevo composite, el odontólogo debe determinar no solo el tamaño de la partícula de relleno inorgánico, si no también el contenido de carga inorgánica por unidad de peso, ya que ambos parámetros ofrecen una información clínica extraordinariamente útil con respecto a la capacidad de pulido del material y su



grado de resistencia a las fracturas cuando se enfrenta a esfuerzos de tensión.

### TAMAÑO DE PARTICULAS DE RELLENO INORGÁNICO.

El diámetro de la partícula de relleno inorgánico puede situarse en valores que oscilan entre apenas 0.004 y 15 o 30  $\mu$ . La capacidad de pulido del composite varia mucho dependiendo del tamaño de la partícula de relleno. Los composites cuyo relleno inorgánico es de tamaño submicrómico resultan normalmente superpulibles. En la clínica tras un acabado adecuado muestra una superficie lisa cristalina, muy reflexiva, parecida a la del esmalte intacto.

Los composites en los cuales las partículas de relleno inorgánico miden entre 1 y 8  $\mu$  sólo son semipulibles y presentan después del acabado una superficie mas mate y menos reflexiva.

Los materiales cuyas partículas de relleno inorgánico miden mas de 10  $\mu$  se consideran como no pulibles, ya que tras el acabado presentan una superficie mate y sin reflejos. Hay que tener cuidado al utilizar

estos materiales en pacientes cuya higiene oral no es estricta, y que las superficies rugosas a que dan lugar retienen placa y muestran tendencia a los cambios de color.

#### GRADO DE CONTENIDO INORGÁNICO.

La cantidad de contenido de relleno inorgánico por unidad de peso en un determinado composite es una consideración clínica importante que puede utilizarse para predecir la resistencia a la estructura de dicho material.

Un composite con un 75% o más de contenido inorgánico se denomina (composite de alto contenido) ó (macrorelleno). Por su parte, los composites con un contenido inorgánico en peso del 66% ó menos se denomina (de bajo contenido) o (microrelleno). La diferencia entre los composites de micro y macrorelleno es una consideración clínica de importancia, ya que, se sabe que los últimos son muy resistentes a las fracturas en situaciones de soporte de tensión, mientras que los primeros son considerablemente menos resistentes.

El tamaño de la partícula de relleno inorgánico y el contenido inorgánico en peso son variables interrelacionadas.

Hasta el momento no ha sido posible desarrollar un composite de alto contenido con partículas de relleno inorgánico de menos de 1  $\mu$  de diámetro, lo cual sí es posible cuando el tamaño de la partícula es superior a 1  $\mu$ .

#### COMPOSITOS DE MICRORELLENO.

Los materiales de microrelleno son los de más fácil pulido y los más aceptables estéticamente, de todos los composites. El material de relleno inorgánico en la mayoría de los composites de microrelleno es sílice coloidal, un polvo blanco fino cuyas partículas miden aproximadamente 0.004  $\mu$ . Las partículas de relleno inorgánico submicrónicas contienen automáticamente una gran capacidad de pulido a las superficies lisas. Los materiales de microrelleno sometidos a una técnica de acabado cuidadosamente controlada muestran típicamente una superficie brillante y muy reflectante bastante parecida a la de la porcelana glaseada.

Sus características son:

1. Menor resistencia a la fractura.
2. Superpulible.
3. Estabilidad al color.
4. No desgaste.

Indicaciones:

Pequeñas facetas estéticas (veneers) labiales de clase IV.

La resina base o de unión en la mayoría de los materiales de microrelleno es la Bis-GMA, que acepta solo una cantidad limitada de sílice coloidal antes de hacerse viscosa y difícil de manejar.

Los materiales de microrelleno son de fácil pulido, pero tienen poca carga inorgánica en comparación con otros composites. Por lo general, cuanto menor es la carga inorgánica, menor es también la resistencia a la fractura del material cuando se enfrenta a un esfuerzo de tensión.

El composite ideal debe tener dos características fundamentales: el fácil pulido de las superficies y una carga inorgánica que te permita ofrecer una buena dureza en las áreas que soportan tensiones.

## COMPOSITES DE MACRORELLENO.

Los composites de macrorelleno se caracterizan por tener una gran partícula de relleno inorgánico, cuyo diámetro varia entre 1 y 15  $\mu$ . Debido al gran tamaño de sus partículas de relleno, estos materiales no muestran una capacidad de pulido tan alta como los sistemas de microrelleno, si no que presentan una superficie de acabado mas mate y carente de lustre tras el proceso de pulido. Las partículas de macrorelleno pueden ser pequeñas o grandes. Los composites con partículas de relleno inorgánico de 1 a 11  $\mu$  de diámetro se denominan sistemas de macrorelleno de partícula pequeña, con otros materiales se puede conseguir un acabado liso, pero la superficie es mas mate y menos reflectante que la observada con los materiales de microrelleno. Por lo tanto, los materiales de microrelleno de partícula pequeña deben considerarse como semipulibles.

Los composites de macrorelleno se diferencian de los de microrelleno en que contienen sistemáticamente una cantidad de relleno inorgánico muy superior.

El contenido de relleno inorgánico de los materiales de macrorelleno suele variar entre el 75% y el 80% o más. Las observaciones clínicas efectuadas en estos materiales durante los últimos años, indican que son más resistentes a la fractura que los composites de microrelleno cuando se colocan en restauraciones de clase IV expuestas a fuerzas oclusales intensas. Por lo tanto, lo que se sacrifica en cuanto a capacidad de pulido en los materiales de macrorelleno resulta más que compensando por la mayor resistencia a las fracturas que consigue.

## CARACTERÍSTICAS CLÍNICAS.

### MACRORELLENO DE PARTÍCULA GRANDE

1. Gran resistencia a la fractura.
2. Cambios de color.
3. Desgaste.
4. Grandes cavidades de clase IV.

## INDICACIONES.

### TÉCNICA LAMINADA.

Macrorelleno de partícula pequeña.

1. Resistente a la fractura.
2. Superpulible.
3. Estabilidad.
4. No desgaste.
5. Grandes cavidades de clase IV.

INDICACIONES. - Restauraciones de coronas.

- Restauraciones posteriores.

Los materiales de macrorelleno son preferibles a los sistemas de microrelleno en las siguientes clínicas típicas:

1. Restauraciones coronarias muy grandes expuestas a grandes fuerzas oclusales sobre todo cuando una (discreta oclusión de grupo) no puede dispersarse equitativamente sobre superficies de esmalte, adyacentes, especialmente durante la función protusiva y la lateral protusiva.

2. Grandes restauraciones incisales en dientes anteriores inferiores.
3. En las restauraciones posteriores de clase II donde se considera fundamentalmente la estética.

### COMPOSITES HÍBRIDOS.

Los composites más modernos son los (sistemas híbridos), llamados así por que contienen un relleno bimodal. Efectivamente, estos materiales tienen dos tipos de relleno inorgánico – micropartículas (de 1 a 15 u) y son mas pulibles que los de macrorelleno, pero menos que los de microrelleno.

Como generalmente tienen un gran contenido inorgánico (del 76% al 80% o más en peso), combinan una razonable capacidad de pulido con una gran resistencia a la fractura cuando se enfrentan a situaciones de tensión.

Los composites de microrelleno están especialmente indicados en situaciones clínicas (protegidas) como las restauraciones de clase III y a las facetas estéticas (vener) labiales de clase V, así como las



pequeñas restauraciones de clase IV, en las cuales se pueden ajustar cuidadosamente la oclusión. Por su parte los materiales de macrorelleno e híbridos están indicados principalmente en las restauraciones clase IV menos (protegidas) y que han de soportar presiones.

Características clínicas de composites híbridos:

1. Resistente a la fractura.
2. Pulible.
3. Estabilidad
4. No desgaste.

Indicaciones.

1. Reconstrucción de coronas.
2. Restauración de posteriores.
3. Grandes cavidades clase V.

## COMPOSITES AUTOPOLIMERIZABLES Y FOTOPOLIMERIZABLES.

Los composites de microrelleno, macrorelleno e híbridos pueden ser autopolimerizable o fotopolimerizable.

El mecanismo de autopolimeración implica la interacción de una pasta catalizadora (peróxido de benzoilo) y una pasta aceleradora (amina aromática terciaria) para crear radicales libres.

Estos abren los enlaces entre carbonos no saturados del grupo metacrilato y constituyen así un extremo activo o receptor para la unión con otros grupos activos. La polimerización en las cadenas moleculares prosigue hasta que finaliza la reacción. Al final de esta, los constituyentes catalíticos no desaparecen y pueden generar problemas en la restauración. En el ambiente bucal, las aminas aromáticas terciarias sufren a veces alteraciones químicas que condicionan cambios de color en la restauración, lo que clínicamente se manifiestan por un oscurecimiento conocido como (decoloración por aminas).

Otro problema clínico que se ha observado con frecuencia, sobre todo en los composites de macrorelleno polimerizables, es el denominado desgaste.

Cuando esos materiales se utilizan en cavidades de clase IV o I o II que han de soportar tensiones, las partículas de relleno inorgánico se van separando progresivamente y acumulativamente de la matriz de resina circundante y el resultado final al cabo de 3 o 4 años es un grave desgaste con pérdida del contorno.

La introducción de los composites fotopolimerizables supuso una importante mejoría tanto en la estabilidad del color como en la resistencia al desgaste. A comienzos de la década de los '70 se introdujo el primer procedimiento de fotopolimerización en composites polimerizables con luz ultravioleta.

La acción de la luz ultravioleta en sus longitudes de ondas largas sobre un éter fotosensible constituía la base de las primeras resinas activadas por la luz que se desarrollo simultáneamente con la técnica de grabado al ácido en rápida evolución.

Las evoluciones clínicas a largo plazo sobre materiales polimerizables con luz ultravioleta han demostrado claramente que tienen una mayor estabilidad de color que los sistemas autopolimerizables que resisten más fácilmente la pérdida de contorno cuando se colocan en situaciones que han de soportar tensiones.

Los autopolimerizables con luz ultravioleta, a pesar de su demostrada utilidad tiene una importante limitación, por cuanto en su mayoría resulta poco seguro cuando se coloca en cavidades proximales estrechas y profundas, sobre todo si existe una pared labial o lingual de esmalte recubriendo el composite.

La principal limitación de la luz ultravioleta como mecanismo de polimerización radica en su incapacidad para polimerizar los composites con un grado clínicamente aceptable de profundidad. Tampoco permite una polimerización eficaz a través de los tejidos calcificados.

La introducción de la polimerización con luz visible constituye un importante avance en el campo de la odontología restauradora con resinas, ya que estos

sistemas de polimerización tienen 3 ventajas clínicas:

1. Polimerización (a voluntad). El tiempo de polimerización con la luz de composite es mucho más controlable por parte del operador.
2. Polimerización rápida, intensa y fiable. En un periodo de 40 segundos se puede polimerizar un grosor mínimo de composite de 2.5 a 3.0 mm, incluso a través de una copa de esmalte labial o lingual.
3. Mayor estabilidad de calor.

La selección clínica de un composite debe hacerse cuidadosamente, primero por el tipo de polimerización, auto o fotopolimerizable, y después por el tipo de relleno, micro, macrorelleno o híbrido, dependiendo de la situación clínica particular a la que se enfrenta el odontólogo.

## RESTAURACIONES POSTERIORES CON COMPOSITE.

Debido a la gran demanda de odontología estética que existe actualmente, las restauraciones posteriores con composites están generando un gran interés. Los composites posteriores poseen varias ventajas. Al tener el color del diente son muy estéticos; además, no contienen mercurio y tampoco presentan conducción térmica. Sin embargo, posiblemente la ventaja más importante es que estos composites se unen a los tejidos dentarios. Al respecto hay que citar dos tipos de adhesión. En primer lugar, la adhesión fisicomecánica de los composites al esmalte grabado con ácido fosfórico, establece una relación íntima y muy penetrante entre las digitaciones de la resina y las microporosidades de esmalte al nivel de la interfase resina – esmalte. Por otra parte, con la creación de adhesivos dentinarios hemos conseguido un medio químico que permite unir a la dentina composites, ionómeros de vidrio o ambos.

Sin embargo antes de poder considerar esos materiales para sustituir sistemáticamente a la

amalgama hay que tomar en cuenta 3 puntos que son:

1. Es mucho más difícil restaurar mas relaciones de contacto estrechas en las regiones posteriores.
2. Los procedimientos de acabado son largos y más tediosos con estos materiales, y que no pasan por una fase tallable.
3. La protección pulpar es un factor mucho mas critico con los composites que con la amalgama.

La amalgama se ha utilizado con éxito durante décadas como material restaurador para las regiones posteriores, principalmente porque:

1. Es uno de los materiales restauradores a largo plazo menos sensible a la técnica.
2. Produce autosellado, por eso la amalgama seguirá utilizandose rutinariamente como un buen material restaurador posterior durante muchos años.

Probablemente la desventaja clínica más importante de las restauraciones posteriores con composite es el desgaste oclusal y la pérdida de forma anatómica. La cantidad de desgaste que observamos clínicamente depende de muchas circunstancias tales como composición del composite el método de polimerización, la localización del diente en la arcada e.t.c.

Investigaciones recientes han demostrado que la resistencia aumenta:

1. Al disminuir la anchura bucolingual.
2. Con los composites fotopolimerizables.
3. Cuanto más mesialmente se colocan el material en la región posterior de la arcada.

Por lo tanto, podemos utilizar materiales polimerizables con luz de partícula pequeña en regiones posteriores sobre todos en casos en lo que:

1. La estética es fundamental.
2. La dimensión bucolingual de la cavidad esta limitada.
3. El margen cavosuperficial gingival sitúa en el esmalte intacto.



### III. TETRIC CERAM Y TETRIC FLOW.

#### INTRODUCCIÓN:

Los objetivos que debe de cumplir una restauración directa ideal incluyen la biocompatibilidad, la estabilidad oclusal, la restitución anatómica y la perfección interproximal. Mientras que los composites estéticos de color dental han reemplazado a la amalgama como material restaurador de preferencia para muchos odontólogos, la utilización de materiales de composite de dos viscosidades diferentes han demostrado su eficacia para aumentar la resistencia y la adaptación y facilitar la colocación de restauraciones anteriores y posteriores, este sistema es el de cerómeros directos como **tetric ceram** y **tetric flow**.

Estos cerómeros ofrecen dos consistencias diferentes para adaptarse a ambas necesidades clínicas. Están disponibles desde 1997.

## COMPOSICIÓN.

Los cerómeros directos pertenecen a una nueva generación de materiales que<sup>5</sup> incorporan mejoras a la composición de su relleno. Se han incorporado a la resina varios tipos de partículas y aditivos especiales para proporcionar al material sus excelentes propiedades físico – químicas de manipulación y de superficie. Al relleno cerámico se incorporan, trifloruro de iterbio y partículas de vidrio de flúor – silicato de bario – aluminio, para proporciona una elevada liberación de flúor e incrementar la radiopacidad, la composición del relleno se completa con sílice pirolítica y partículas cerámicas esferoides. Esta combinación única de estas cinco partículas de relleno silanizadas es la responsable de la resistencia a la abrasión. El tamaño de la partícula varía entre 0.04  $\mu\text{m}$  y 3 $\mu\text{m}$ . Esta reducción del tamaño medio de partícula aumenta también la capacidad de pulido y la suavidad de la superficie. Además en el sistema de cerómeros se ha incorporado un modificador

---

<sup>5</sup> Signature Internacional, volumen 2, 1997, pág. 9.

## RELLENOS CERÁMICOS

Rellenos	Tetric® Ceram [% peso]	Tetric® Flow [% peso]	tamaño principal de partículas [μm]	Función
<b>Rellenos Cerámicos</b>				
Vidrio de Bario	50.6	43.5	1.0	Resultado de abrasión Radiopacidad Propiedades ópticas
Vidrio fluorosilicato de Bario – Aluminio	5.0	4.4	1.0	Resultado de abrasión Radiopacidad Liberación de fluoruros
Oxidos mixtos	5.0	4.4	0.2	Translucidez
<b>Rellenos adicionales</b>				
Sílice altamente dispersa	1.0	0.9	0.04	Consistencia
Trifluoruro de Iterbio	17.0	14.6	0.24	Radiopacidad Liberación de fluoruros

neológico constituido por plaquetas de silicato aglomeradas.

Durante la aplicación, las laminas se disgregan y dispersan en los incrementos de composite; permitiendo dar forma al material sin dificultad y modelarlo sin que fluya o pierda la forma deseada.

### CARACTERÍSTICAS DE LOS CERÓMEROS.

Las características de estos productos nuevos, tienen como objetivo primordial dar la mejor apariencia estética y una mayor protección al diente tratado; citaremos sus características que son:

- Múltiples tonos que correspondan con el color natural de los dientes y que<sup>7</sup> permitan un ajuste de color que lo haga indistinguible de los dientes naturales adyacentes.
- Pulido y translucidez elevados para mimetizar el esmalte dental natural.
- Propiedades de manipulación que permiten el modelado y facilitan

Colocación por capas sin que se adhiera el material al instrumento.

---

<sup>7</sup> Signature Internacional, volumen 1, número 1 pág. 2.

- Capacidad de contener y liberar flúor.
- Alto porcentaje de relleno que minimice el desgaste y facilite una duración óptima.
- Radiopacidad adecuada para poder distinguir entre el diente y la restauración.
- Uso universal para dientes anteriores y posteriores.
- Compatible con los sistemas adhesivos modernos a esmalte y dentina.
- Dosificación adecuada (cartuchos, monodosis y jeringas).

## PROPIEDADES DE LOS CERÓMEROS.

El primer y único sistema de cerómero directo con dos consistencias se ha<sup>6</sup> presentado recientemente tetric ceram y tetric flow (ceramic optimized polymer) que utiliza combinaciones de rellenos cerámicos (óxidos metálicos) que proporcionan unas propiedades únicas de manejo, desgaste y estética. Aunque las propiedades físicas están mejoradas (rellenos cargados tridimensionalmente en una matriz polimérica de los cuales dos liberan flúor), son las propiedades operatorias de los cerómeros fluidos las que facilitan la perfección restauradora. Los fabricantes se han esforzado por conseguir una consistencia densa que este altamente cargada de relleno y simultáneamente moldeable. La incorporación del silicato estratificado orgánicamente como modificador reológico en estos cerómeros. Proporcionan un alto contenido en relleno sin comprometer las características de envasado y manipulación. Las propiedades de manipulación de los nuevos cerómeros se adaptan dependiendo a las necesidades del paciente.

---

<sup>6</sup> Signature Internacional, volumen 3, número 2 1998 pág. 13, 14

## PROPIEDADES FÍSICAS.

- Resistencia a la torsión.
- Módulo de plasticidad.
- Solubilidad en agua.
- Radiopacidad.
- Profundidad de polimerización.
- Resistencia a la presión.
- Transparencia.
- Densidad.

## SENSIBILIDAD FRENTE A LA LUZ AMBIENTE.

Un composite es una combinación de al menos dos materiales químicamente diferentes (relleno y monómero)<sup>6</sup>. La unión química entre el relleno y el monómero se logra por un agente silanizante especial. La mayoría de los composites comerciales se basan en Bis – GMA y otros monómeros de metacrilatos bifuncionales. Básicamente existen dos posibilidades para polimerizar dichos monómeros a temperatura ambiente: la polimerización inicia por redox (sistema de dos componentes) y la polimerización fotoquímica (sistema de un solo

componente). La fotopolimerización ha demostrado ser la técnica de polimerización más efectiva para los materiales de restauración, teniendo varias ventajas tales como una consistencia viscosa (por lo tanto una contracción reducida), sin inclusiones de aire en el material, no se requieren mezclas (ahorro tiempo) y una mejor manipulación (propiedades de modelado). Desgraciadamente la fotopolimerización no se inicia solo con las lámparas de polimerización, si no también con otras fuentes de luz, tales como luces cenitales fuertes, luces del equipo o luz solar directa. Esta sensibilidad frente a la luz ambiente es especialmente pronunciada en los materiales híbridos. Para evitar este fenómeno es necesaria la reducción de la concentración del iniciador, sin embargo tiene una influencia negativa sobre la profundidad de la polimerización y a la resistencia del material a largo plazo, ya que aumenta la reducción de la concentración del iniciador no influye en el tiempo, si lo hace sobre el proceso completo de la polimerización. Este proceso se frena lo que a su

---

<sup>8</sup> Documentación científica, febrero 1997 pág. 5, 18



vez tiene un efecto negativo en el grabado de la polimerización final del material.

Se ha desarrollado un nuevo sistema catalizador (iniciador y estabilizante), que muestra una sensibilidad limitada frente a la luz ambiental, sin comprometer las otras propiedades. Al inicio de la polimerización, **tetric ceram** entra en una fase de inhibición provocada y comienza posteriormente a polimerizar con la misma precisión que otros composites. Esta fase de inhibición es larga bajo la luz ambiente, pero corta bajo la luz de polimerización.

Tetric ceram y tetric flow tienen un tiempo de trabajo considerablemente más largo en presencia de luz ambiente que todos los demás materiales de restauración fotopolimerizables. Además los odontólogos tienen un margen de tiempo suficiente para la reconstrucción de la anatomía dental. Esto se puede lograr sin comprometer la translucidez, profundidad de la polimerización.

## PROPIEDADES OPTICAS.

El aspecto de un diente natural no viene determinado solo por su color, si no<sup>8</sup> también por su translucidez (capacidad de reflexión de luz) y estructura de superficie. El color de los materiales de restauración estéticos se logra con pigmentos, mientras que la textura de la superficie se determina con la composición del relleno. Sin embargo, la mayoría de los materiales no permiten el ajuste de una translucidez lo suficientemente alta. El esmalte dental natural es muy translucido.

Para fabricar una restauración estética cercana al natural e imperceptible el profesional necesita materiales estéticos con diferente translucidez. Además de un alto grado de translucidez influye favorablemente en la profundidad de polimerización que a su vez provoca propiedades físicas y un aumento de la biocompatibilidad.

---

<sup>8</sup> Documentación científica, febrero 1997, pág. 6.

La opacidad de un material composite se logra con rellenos de partículas finas que demuestran un índice refractivo diferente de la matriz. La opacidad es el resultado de los fenómenos de refracción y reflexión.

#### SUSCEPTIBILIDAD DEL PULIDO.

La susceptibilidad de pulido de un material de restauración depende del tamaño de rellenos. El responsable de la rugosidad de la superficie no es el tamaño principal de las partículas, sino el tamaño máxima de las mismas.

Consecuentemente la susceptibilidad del pulido de tetric ceram, ha sido mejorada considerablemente en comparación con la de tetric. Las superficies lisas y pulidas son un requisito de las restauraciones estéticas. Además son menos propensas a la acumulación de placa.

## RADIOPACIDAD.

Las restauraciones de posteriores tienen que presentar una adecuada radiopacidad para permitir la detección de caries secundaria, excesos o cantidades inadecuadas de material, burbujas de aire y otras imperfecciones. La radiopacidad mínima de los materiales de restauración ha sido definida para diferenciarse con la radiopacidad del esmalte dental (250% A1) para tener un claro contraste en el diagnóstico con rayos X, se requiere una radiopacidad incluso superior a 300% A1. Sin embargo, solo unos pocos composites de restauración muestran radiopacidad superior a 250% A1.

La excelente radiopacidad de tetric ceram permite una clara distinción del material de restauración y de caries con rayos X. Incluso pueden ser detectadas las más pequeñas cantidades de sobrantes proximales.

En tetric ceram y tetric flow se logra una liberación de fluoruros y una alta radiopacidad combinando el vidrio de bario y trifloruro de iterbio.

## LIBERACIÓN DE FLUORUROS.

El potencial de prevención de caries también ha sido atribuido a los materiales de<sup>8</sup> restauración que contienen iones de flúor, es decir, cementos de silicato y cementos de ionómeros de vidrio.

Se tiene que asegurar que la liberación de fluoruros, no tengan un efecto negativo (decoloración o alteración de las propiedades físico – mecánicas).

En tetric ceram y tetric flow se utiliza Yb f3 que ha mostrado, que las propiedades físico – mecánicas permanecen invariables, incluso durante la inmersión en agua, durante un período superior a un año.

Además de Yb f3, en tetric ceram se utiliza vidrio fluorosilicato de bario – aluminio que tiene como resultado aumento en la liberación de flúor.

En los composites que contienen fluoruros de sodio, el mecanismo de liberación de fluoruros es un proceso de disolución, lo que puede ocasionar un debilitamiento del composite. Sin embargo, en el trifluoruro de iterbio, los iones de fluoruro son reemplazados por otros iones. Este intercambio iónico no debilita el composite.

---

<sup>8</sup> Documentación científica, febrero 1997, pág 9-13

## UNIÓN ESMALTE Y DENTINA.

Tetric ceram ha sido desarrollado para su aplicación en combinación con la técnica adhesiva, de acuerdo con los requisitos de un tratamiento de restauración moderno – estético.

La técnica de adhesión en el tratamiento de restauración con composites ofrece las siguientes ventajas:

- ✓ Posibilidad de preparación suave y mínimamente agresiva.
- ✓ Excelente retención, incluso en preparaciones sin socavadoras como clase V.
- ✓ Eliminación de sensibilidad postoperatoria en grandes restauraciones.

## ADHESIÓN A ESMALTE.

El grabado (acondicionamiento) del esmalte genera un patrón retentivo por disolución de sustancias inorgánicas. Las resinas líquidas sin relleno (agentes adhesivos) que se utilizan para humectar el esmalte acondicionando penetran en estas estructuras retentivas, forman un anclaje mecánico después de la polimerización y generan por lo tanto una unión química con el material de restauración aplicando posteriormente.

Tetric ceram se puede utilizar como syntac y syntac single – component agentes adhesivos esmalte – dentinarios. Ambos adhesivos se pueden aplicar sobre dentina húmeda (adhesión húmeda).

**Syntac** es un material fotopolimerizable multicomponente, y se puede utilizar con o sin grabado de dentina dependiendo de las preferencias del odontólogo. Syntac esta disponible desde 1990.

Syntac no es solo para restauraciones directas, si no también para el cementado adhesivo de restauraciones indirectas de alta calidad elaboradas en laboratorio, por ejemplo de IPS Empress o Targis/Vectris.

Syntac single component: es un adhesivo monocomponente, fotopolimerizable y multifuncional que son fáciles de usar y apropiado para un gran número de indicaciones. También tiene una base acuosa y no contiene disolventes inorgánicos, por ello no es agresivo con el tejido y tolerante hacia una dentina excesivamente seca.

Se aplica en dos capas, la primera capa asume la función del imprimador mientras que la segunda es la capa de adhesivo que optimiza la unión al material de restauración.



## TETRIC CERAM.

### PRESENTACIÓN.

Viene suministrado en cavifils y jeringas<sup>9</sup>. Esta disponible en once tonos básicos, 3 tonos para simular dentina y una transparente.

Las jeringas y cavifils cuentan con un código de color que facilitan su identificación en el tono a elegir.

### INDICACIONES.

En dientes anteriores y dientes posteriores.

### CONTRAINDICACIONES.

No utilizarse con medicamentos que contienen eugenol, porque inhibe la polimerización.

### VENTAJAS.

- Material de restauración estético<sup>8</sup>.
- Material en pasta fotopolimerizable en jeringas y cavifils.
- Optimización de las propiedades de manipulación (características de modelado, consistencia).
- Proceso de elaboración más simplificado(fotosensibilidad).

---

<sup>9</sup> Folleto promocional

<sup>8</sup> Documentación científica febrero 1997 pág., 4

- Estética y textura de la superficie similar a la cerámica.
- Optimización del comportamiento clínico a largo plazo (abrasión, sellado marginal).
- Optimización de las posibilidades del diagnóstico (radiopacidad).

TETRIC CERAM (Composite fotopolimerizable).

Composición estándar<sup>8</sup>.

(En peso %)

Bis – GMA	8.3
Dimetacrilato de uretano.	7.6
Dimetacrilato de trietilenglicol.	4.3
Vidrio de Bario, silanizados.	50.6
Trifluoruro de iterbio.	17.0
Óxidos mixtos esferoidales, silanizados.	5.0
Vidrio de silicato de flúor Ba-Al.	5.0
Dióxido de silicio altamente disperso, silanizado.	1.0
Aditivos.	0.9
Catalizadores y estabilizadores.	0.3
Pigmentos.	0.1

<sup>8</sup> Documentación científica febrero 1997, pág. 16.

TETRIC FLOW.

PRESENTACIÓN.

Viene suministrado en cavifils y jeringas<sup>9</sup>.

Envase estándar.

20 cavifils, disponible en 8 colores. (1color)

Surtido.

40 cavifils, en colores 105, 110, 140, 210, 230, 310, 340, T.

1 guía de colores tetric – flow.

Surtido colores Bleach.

15 tetric flow, en colores Bleach I, L, XL.

30 tetric ceram cavifils en colores Bleach I, L, XL.

1 guía de colores Bleach.

1 inyector cavifil.

Tetric flow.

Surtido.

8 jeringas tetric flow en un surtido de colores más utilizados.

---

<sup>9</sup> Folleto promocional

## INDICACIONES.

Esta indicado para la restauración de defectos cervicales, así como para restauraciones preventivas de resina, selladores, cementado de carillas, aplicaciones cervicales, restauración de pequeños defectos, restauraciones de dientes anteriores, cementación adhesiva de inlays/onlays, reparación de blindajes de composite o cerámica, fijación de piezas con movilidad(ferulización).

## VENTAJAS.

- Excelente humectación de todas las áreas de la cavidad, el material se autoadapta a las paredes de la cavidad, sin inclusiones de aire, sin necesidad de modelado.
- Forma de suministro de monodosis, se excluye el riesgo de infección cruzada por el uso de las jeringas multiuso.
- Punta de aplicación larga y estrecha de los cavifils.
- Excelente acceso, incluso con cantidades mínimas de material.
- Amplia gama de colores.

- Alta radiopacidad.
- Diferenciación de caries secundaria y restauraciones y detección de excesos de material en radiografías.
- Liberación de flúor.
- Promoción de prevención de caries en el área de contacto de la restauración y diente, gracias a la liberación de flúor.
- Abrasión limitada.
- Conservación de la superficie de la restauración, también aplicable en zonas oclusales.
- Cinco rellenos finamente particulados.
- Superficie de restauración muy suave; el material se puede pulir rápida y fácilmente a brillo, agradable sensación para los pacientes, reducida acumulación de placa.

TETRIC FLOW(composite fluido).

Composición estándar	(peso%)
Bis – GMA.	13.1
Dimetacrilato de uretano.	11.7
Dimetacrilato de trietilenglicol	6.3
Vidrio de bario silanizado.	43.5
Trifluoruro de iterbio	14.6
Oxidos mixtos esferoidales	4.4
Silanizados.	
Vidrio de silicato de flúor	4.4
Ba-Al.	
Dióxido de silicio altamente	0.9
Disperso, silanizado.	
Aditivos.	0.7
Catalizadores y estabilizadores	0.4
Pigmentos	0.1

## CONTRAINDICACIONES.

- La aplicación de obturaciones de tetric flow esta contraindicada<sup>10</sup>.
- Cuando no sea posible un aislamiento suficiente o no se pueda llevar a cabo la técnica de aplicación.
- En caso de alergia demostrada a cualquiera de los componentes de tetric flow.

---

<sup>10</sup> Instructivo Tetric Flow

## MANIPULACIÓN.

1. Determinación del color: limpia los dientes antes de la toma del color; se denomina con el diente aún húmedo<sup>10</sup>.
2. Aislamiento: se requiere un aislamiento suficiente, recomendamos para el dique de goma.
3. Preparación de la cavidad: no preparar bordes internos cortantes, ni socavaduras adicionales en zonas sin caries. En la zona de los anteriores, biselar los bordes adamantinos. Los defectos cervicales sin caries no se preparan, si no que se limpien simplemente con pómez. Seguidamente, se eliminan todos restos de la cavidad con spray de agua y se seca la cavidad.
4. Protección pulpar: solo en cavidades profundas y próximas a pulpa con un preparado de hidróxido de calcio y seguidamente cubre con cemento de ionómero de vidrio o cemento de fosfato cinc.

---

<sup>10</sup> Instructivo Tetric Flow.



5. Colocación de matrices: utiliza matrices transparentes en cavidades con zonas proximales.
6. Acondicionamiento de esmalte y dentina: aplica gel de ácido fosfórico sobre el esmalte y dentina y dejar durante 15 segundos. Seguidamente lavar y secar, se debe evitar un resecamiento de la dentina.
7. Aplicación del agente adhesivo: se recomienda usar los agentes adhesivos syntac y syntac sprint ó syntac single – component.
8. Aplicación: aplica el material directamente en cavidad y adapta con un instrumento apropiado la capa de material, no debe sobrepasar los 2mm. De grosor. Cada capa sé fotopolimeriza durante 40 segundos.
9. Acabado / controles de oclusión / pulido: después de la polimerización, eliminar los sobrantes con puntas de acabado apropiadas (politip – f ó diamantes de grano fino). Los sobrantes proximales se eliminan con puntas de acabado de diamante o tungsteno, o con tiras de acabado.

Revisa la oclusión y articulación. El pulido a alto brillo se realiza con puntas de pulido de silicona (politip – p).

## **IV. DEFINITE.**

### **DEFINITE.**

Con el desarrollo de las ormocerías, se dispone también de una nueva base para los materiales de empaste dental. Con ella también resulta posible una nueva configuración de la matriz, al utilizarse por primera vez polímeros mixtos orgánicos e inorgánicos en los materiales para empastes dentales. Las principales ventajas que resultan de la utilización de las ormocerías están en la mejora de la biocompatibilidad y en la reducción del encogimiento producido por la polimerización.

## COMPOSICIÓN.

Ormocera es la abreviatura de Organically Modified Ceramic (cerámica modificada<sup>11</sup> orgánicamente).

Es un material de restauración totalmente nuevo, apto para todas las indicaciones de las zonas dentales anteriores y posteriores y óptimamente adecuado para sustituir la resina, el compómero y la amalgama.

Las ormoceras son materiales polímeros híbridos inorgánicos – orgánicos. Su característica es una red de siloxano, que ha sido modificada de forma selectiva con la incorporación de grupos orgánicos.

De esta manera la ormocera contiene, ya antes de la cristalización mediante la luz, una red de polisiloxano biocompatible y de baja concentración. En las resinas compuestas y compómeros habituales, los monómeros orgánicos no se polimerizan hasta que no se endurecen con la luz con el resultado de una elevada concentración. Además, con ello quedan monómeros residuales que se liberan y en algunos casos pueden producir alergias.

---

<sup>11</sup> Folleto promocional

La matriz de ormocera contiene además dimetacrilatos como componentes<sup>12</sup> secundarios para el ajuste fino de manipulación y de las cualidades ópticas de la pasta. Estas moléculas de polisiloxano fusionadas por el metacrilato. Esto queda asegurado mediante los parámetros del proceso de fabricación (proceso sol – gel).

Definite tiene una capacidad a los rayos X equivalente al 190 % de la del aluminio y así resulta visible en la radiografía odontológica.

---

<sup>12</sup> Documentación Técnica, marzo 1998, pág. 2

## COMPONENTES

Componente	DEFINITE ° (peso %)	tamaño medio de partícula ( $\mu\text{m}$ )	Función
Vidrio de barío (promedio)	68,1	1,0	Resistencia mecánica, abrasión, opacidad a los rayos X, pulido
Aerosiles	5,1	<0,1	Manipulación, relleno
Apatita modificada	3,0	1,5	Liberación y captación de fluoruro, tampón ácido
Pigmentos, iniciadores	0,8	n.a.	Color dental, comportamiento de la polimerización
Matriz de ormocera (promedio)	23,0	n.a.	Biocompatibilidad, enogimiento, manipulación, abrasión.

## CARACTERÍSTICAS.

- Estética durable<sup>11</sup>.
- Largo plazo clínico en restauraciones.
- Protección adicional contra la caries, fomenta la remineralización de la estructura dentaria.
- Selección amplia de tonos.
- Facilidad para igualar el color dentario.
- Disponible en DA – tips.
- Facilidad de aplicaciones.
- Evita contaminación cruzada.
- Biocompatible.
- Cero toxicidad, alta seguridad.

- Reducida contracción.
- Mayor adaptación, menor microfiltración.
- Elevada resistencia a la abrasión, excelente para dientes posteriores.
- Estética y alto pulido en dientes anteriores.
- Elaboración rápida y segura.

## BIOCOMPATIBILIDAD.

Una de las exigencias fundamentales de calidad para los modernos materiales es<sup>12</sup> que tengan un potencial de riesgo toxicológico lo mas reducido posible, tanto para el personal que lo manipula, como para el paciente.

---

<sup>11</sup> Folleto promocional

<sup>12</sup> Documentación Técnica, Marzo 1998, pág. 4.



El definite se ha podido reducir considerablemente el contenido en dimetacrilatos, gracias a la utilización de polisiloxanos funcionalizados por metacrilatos, como componente de la matriz, se ha logrado una reducción del potencial de riesgo toxicológico.

## DEFINITE

---

### Cualidades físicas

Según ISO 4049 –Resin-based filling materials

Resistencia a la flexión	128 N/mm <sup>2</sup>
Módulo de elasticidad	7300 N/mm <sup>2</sup>
Absorción de agua	10,4 µg/mm <sup>3</sup>
Solubilidad en agua	< 0,5 µg/mm <sup>3</sup>
Opacidad a los rayos X	190 % Al
Profundidad del endurecimiento	> 4,5 mm
Resistencia a la compresión	400 N/mm <sup>2</sup>
Dureza Vickers (5N)	80
Encogimiento por polimerización (bonded disk mehod)	1,88 Vol. %

---

## ENCOGIMIENTO POR POLIMERIZACIÓN.

El encogimiento por polimerización de los materiales de empaste es una de las<sup>12</sup> principales causas de la aparición de ranuras entre el material de empaste y el tejido duro. También puede causar en la unión adhesiva una deformación del restante esmalte dental.

**Definite** presenta un encogimiento por polimerización claramente menor de 1.88%, se tendrá un excelente sellado marginal libre de microfiltración.

## COMPORTAMIENTO A LA ABRASIÓN.

Las propiedades coordinadas de toma óptima de la matriz y la estructura de relleno de la ormocera dan a **Definite** una excelente resistencia a la abrasión. Por ello **definite** puede emplearse perfectamente en las zonas posteriores, sometidas a esfuerzos de carga y masticación, con una excelente estética y funcionalidad.

---

<sup>12</sup> Documentación Técnica, Marzo 1988, pág. 4. 2-4-4

## UNIÓN ADHESIVA CON LA DENTINA Y ESMALTE.

La unión adhesiva de definite con los tejidos duros se establece através del

"bonding" autodecapante Etch & prime 3.0

### FUNCIÓN.

La denominación de autodecapante indica la capacidad de un "bonding" para poder realizar simultáneamente, en un solo paso de trabajo, la disolución inducida por el ácido de los componentes minerales de los tejidos dentales y la penetración de los monómeros adhesivos en estas retenciones y en el entramado de colágeno que ha quedado al descubierto.

### ESTRUCTURA.

La combinación de las funciones de decapado ("priming")/ "bonding" en el Etch & prime 3.0 se logra mediante la utilización simultánea de un monómero ácido(pirofosfato)y un monómero hidrófilo (2-hidroxietilmetacrilato, HEMA) en una mezcla agua/etanol. El componente ácido que da en gran

parte neutralizado durante la disolución de la sustancia inorgánica (fosfato – calcio – apatita), de manera que los componentes inorgánicos disueltos, después de precipitar, se incorporan como materiales de carga en la capa de “bonding” o de híbrido. Los monómeros líquidos llenan las estructuras retentivas y después del endurecimiento, forman una red que esta enunciada en estas estructuras micromecanicamente y en forma de una capa de híbrido. Gracias a ello se logra uniones resistentes entre esmalte o la dentina y dentina. También se puede realizar unión adhesiva realizando ranuras en los bordes de las cavidades de clase V.

## ESTETICA.

Definite se encuentra actualmente disponible en 12 diferentes colores vita: L1, A1, A2, A3, A3.5, A4, B2, B4, C2, C4, D3 así como los colores de dentina OA3 y OB2.

La estabilidad cromática de un material de empaste, es decir el mantenimiento a lo largo del tiempo de la coincidencia con el diente natural, es una condición previa esencial para la calidad estática de un empaste.

Las modificaciones cromáticas del definite medidas mediante el colorímetro, se encuentran por debajo del límite de la percepción del ojo humano.

## PULIDO.

El brillo de la superficie pulida de un material de empaste, esta determinado por el tamaño de la partícula del material de carga. Las partículas grandes producen especialmente superficies ásperas y mates, con riesgo incrementado de deposito de placa. La curva de distribución de los tamaños de partícula del vidrio superfino utilizado en definite muestra que solo menos del 10 % de las

partículas se encuentran entre 2 y 3  $\mu\text{m}$  de diámetro, siendo el resto de menor tamaño. Por ello ya se puede lograr un brillo similar al del esmalte dental con los instrumentos estándar de pulir.

#### DATOS TÉCNICOS.

- Resistencia a la tensión 129 Mpa<sup>11</sup>.
- Resistencia a la presión 420 Mpa.
- Contracción de polimerización 1.88 vol %
- No se observó ningún efecto citotóxico en el dentine.
- Protección adicional contra la caries en el borde de la cavidad gracias a sus minerales.
- Cada restauración durará lo que dure la sustancia dental que la rodea.
- Dentine libera permanentemente iones de fluoruro, calcio y fosfato los cuales quedan disponibles para la protección de los bordes adyacentes de la cavidad.

## PRESENTACIÓN.

Definite estuche profesional.

Incluye: 42 DA – Tips

Colores: A2, A3, A.5, B2, L1, C2.

2 x 2.5 ml Etch prime 3.0, un solo plano.

Aplicador DA – Tips, colorimetro y accesorios.

Definite compacto.

Incluye : 20 DA – Tips.

Colores: A2, A3, A3.5, B2 2 X 2.5 Etch prime 3.0

un solo plano.

---

<sup>11</sup> Folleto promocional.



## INDICACIONES.

- Obturaciones posteriores. (clase I y II)<sup>13</sup>
- Obturaciones anteriores. (clase III y IV)
- Obturaciones clase V (caries de cuello, erosiones cervicales, defectos)
- Fijación de dientes con movilidad.
- Carillas anteriores.
- Sellado de fisuras extendidas en molares y premolares.
- Reparación de carillas de composite/cerámica.
- Fabricación indirecta de inlays/onlays.

## CONTRAINDICACIONES.

- Recubrimiento pulpar directo o indirecto.
- Uso en pacientes con alergia conocida a los componentes de definite.

---

<sup>13</sup> Instructivo Definite, pág. 16-17

## RECIPROCIDAD.

Los preparados que contienen eugenol o esencia de clavo inhiben la polimerización.

## MANIPULACIÓN.

1. Selección del color: debe hacerse antes de tratamiento restaurador, cuando los dientes están hidratados.
2. Preparación cavitaria: en todas las clases cavitarias, la cavidad debe ser la mínima requerida para la remoción de caries.
3. Limpieza: la limpieza de la cavidad es fundamental para adhesión adecuada, es necesario hacer una profilaxis en el diente a restaurar.
4. Empleo del Etch prime 3.0
5. Aplicación de definite: coloca el DA – Tip en la abertura del dosificador y empujar hacia delante, introducir el material en capas y polimerizar por 30 segundos.
6. Acabado : después de la polimerización eliminar sobrantes con puntas de acabado apropiadas o diamante de grano fino. Revisa oclusión y articulación.

## V. CASO CLÍNICO.

### RESTAURACIONES DE CLASE II.

Paciente de 18 años acudió con amalgamas defectuosas en los dientes 46 y 47. Las restauraciones de pequeño y mediano tamaño, se correspondían con los criterios para el éxito de la reconstrucción empleando materiales directos con una técnica por capas ó estratificada que maximiza las propiedades físicas y ópticas de las viscosidades del cerómero.

Tras administrar anestesia local, se coloco el dique de goma para prevenir la contaminación de las áreas que iban a ser adheridas.

Se retiraron las amalgamas defectuosas, la base, el forro cavitario y las caries. Se coloco un sistema retenedor de matrices seccionales y cuñas para aislar las cavidades y preparar los dientes para la unión adhesiva.

Las preparaciones fueron lavadas y grabadas, se aplico una capa de un adhesivo monocomponente hidrofílico (exite) frotando las preparaciones durante 10 segundos, para garantizar una capa uniforme; se seco levemente con aire y sé fotopolimerizo.

Para comenzar la técnica de estratificación, se empleo una fina capa de 0.5mm de cerómero fluido color transparente para revestir el suelo pulpar y gingival y fue extendida, sin tocar las paredes axiales de la preparación.

Esta capa fue polimerizada durante 10 segundos. Se coloco un pequeño incremento de tetric ceram tono incisal blanqueamiento contra la matriz y la pared proximal de la capa interproximal de la clase II con un instrumento p1, sé fotopolimerizo. Este paso sé repitió para la pared interproximal vestibular y para la cresta marginal.

Luego se reconstruyeron las crestas triangulares individualmente, empleando en color blanqueamiento claro de tetric ceram, dejando el material corto a mas de 0.5mm del margen cavosuperficial, para permitir el emplazamiento de la capa superficial de esmalte artificial translucido.

Se polemizaron las crestas através de las paredes vestibular y lingual del diente para minimizar la tensión de la polimerización en la unión a la dentina.

Se eligió el tono 230 para rellenar las fosas creadas por la cresta triangulares, copiando el tono gingival

de la superficie vestibular del diente. Cada incremento de composite se polimerizo durante 5 segundos. Se empleo tintes de resina amarilla claro y marrón oscuro, en las fosas y surcos establecidos previamente, se aplico primero el amarillo claro y se extendió el marrón oscuro sobre el amarillo claro, aun sin polimerizar desde la fosa central hacia fuera, con el fin de conseguir una apariencia natural, entonces se polimerizaron los tintes durante 5 segundos. Se recubrió cada cúspide individualmente con una capa de tetric ceram tono incisal de blanqueamiento, aplicado sobre la base de dentina y se polimerizo durante 5 segundos.

Empleando los contornos cavosuperficiales y los márgenes como guía para el instrumento p1, se comprimió y se modelo la resina para recuperar la morfología

oclusal del diente. Se aplico una segunda capa moderada de tintes para proporcionar una profundidad tridimensional y realzar la caracterización de los surcos, polimerizándose durante 5 segundos.

Antes del acabado se pincelo una delgadísima capa de tetric flow color incisal para sellar cualquier irregularidad superficial o de los márgenes, proteger las tinciones de los surcos del desgaste precoz y facilitar el pulido. Tras la polimerización completa, se tallo, acabo y pulido la restauración.

La paciente estaba entusiasmada con el aspecto natural de sus dientes, dando las restauraciones acabadas no-solo eran altamente estéticas, si no que también eran conservadoras y funcionales.

## CONCLUSIONES.

En el transcurso de la última década, los cambios socio – económicos, la reducción de la prevalencia de caries, el incremento de la conciencia de los pacientes hacia los problemas estéticos y, por último, las controversias que rodean a la toxicidad potencial de los materiales de restauración basados en metales, han llevado a un estudio profundo de los conceptos de tratamientos para dientes anteriores y posteriores.

La búsqueda de materiales dentales restauraciones mejoradas y de técnicas operatorias innovadoras debe continuar hasta que los objetivos de una restauración directa ideal alcance una estética mas allá de lo natural.

Necesitamos conocer las características y diferencias de los cerómeros directos y de la amalgama para así poder elegir el material de restauración indicado en cada paciente.

Cuando el cirujano dentista ejerce con eficiencia la operatoria dental, debe tener las siguientes cualidades.

1. Destreza normal.
2. Facultades artísticas.
3. Delicadeza de tacto.
4. Tener conocimiento de lo que es línea, contorno, proporción, matiz y color.

Es importante tener en cuenta las diferentes técnicas y materiales con que se cuenta en la actualidad, ya que parece fácil la colocación de estos nuevos materiales, pero si no se tiene una noción amplia de lo que es la estética mejor no intentar hacer la restauración ya que esto traería como resultado una iatrogenia.

Estos materiales han venido a revolucionar la odontología estética, hoy en día la mayoría de los pacientes prefieren una restauración estética, a una restauración realizada con metal, pero no hay que



olvidar las bases de la operatoria dental, ni tampoco dejar de tomar en cuenta que la amalgama ha sido y será una excelente restauración dental y ha tenido como resultado restauraciones con una alta longevidad.

Actualmente no existe ningún sustituto efectivo **bajo en costo** para las restauraciones de amalgama. Así que queda como el material de preferencia para la mayoría de restauraciones posteriores directas, ya que ofrece tremendos beneficios al paciente, a pesar de los avances en adhesivos, no existe una evidencia competente que los métodos materiales, los cuales han sido usados por muchos años rutinariamente para las restauraciones de amalgama, necesiten sé cambiados.

## Bibliografía.

1. Revista ADM, vol. LVI, No. 3, Mayo – junio 1999.
2. Operatorio dental, Restauraciones, Barrancos Mooney julio. Editorial Medica panamericana.
3. Biomateriales odontológicos de uso clínico. Guzman Báez Humberto José, editores cat. Primera edición 1990.
4. Composites en odontología estética; técnicas y materiales. Ronald E. Jordan Salvat editores, S.A.
5. Signature international volumen 2, 1997.
6. Signature international volumen 3, número 2 1998.
7. Signature international volumen 1, número 1.

8. Documentación científica: investigación y desarrollo servicio científico. Febrero 1997 – otorgada por Ivoclar – Vivadent.
9. Instructivo de uso de tetric ceram y tetric flow.
10. Folletos promocionales de tetric ceram y tetric flow.
11. Documentación técnica, elaborado Marzo 1998, otorgada por Degussa – Huls.
12. Folleto promocional definite.
13. Instructivo de uso de definite