

01.33
5-11-86

7.6
5-11-86

COLEGIO ODONTOLOGICO COLOMBIANO
CLINICA INTEGRAL

MATERIALES PARA OBTURACION PLASTICA

POR

MARLENY GUIO RINCON

CODIGO 812233

X Semestre

PADRINO DE TESIS : DOCTOR ARIEL VIRVIESCAS TOLEDO

Bogotá, D.E. Mayo de 1986

0453

COLEGIO ODONTOLOGICO COLOMBIANO

MATERIALES PARA OBTURACION PLASTICA

D I R E C T I V A S

DOCTOR JORGE ARANGO TAMAYO RECTOR

DOCTOR JAIME VILLAMIZAR LAMUS DECANO

DOCTOR JAIRO FORERO MORALES VICE-DECANO

DEPARTAMENTO DE COORDINACION DE CLINICAS

CLINICA INTEGRAL

DOCTOR JAIRO FORERO MORALES DIRECTOR

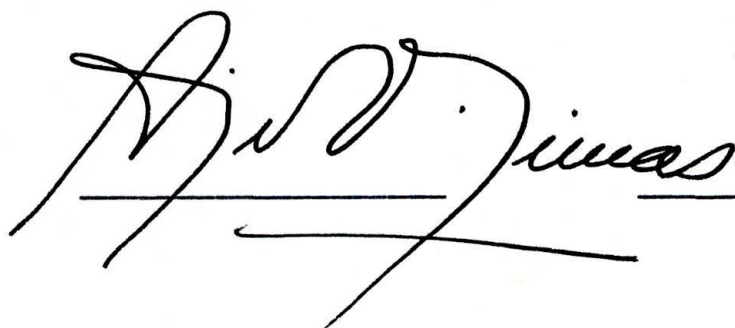
DOCTOR JAIRO GALINDO GARCIA DOCENTE

Bogotá, D.E. Mayo de 1986

AGRADECIMIENTO

A Dios, por su fortaleza y aliento en todo tiempo;
a mis padres, por su comprensión y ayuda; a todo el
grupo de docentes, quienes a través de la carrera
contribuyeron en mi formación; puedo decir, que no
fué en vano su esfuerzo en mi ejercicio profesional,
será columna fuerte.

A mi padrino de tesis, por su valiosa colaboración.

 Jimas Juan D. Jimas

INDICE

P ag.

O	INTRODUCCION	4
I	MATERIALES PARA OBTURACION DENTAL.	5
	A. Definición para materiales de obturación	5
	B. Clasificación de los materiales de acuerdo a como llegan a cavidad oral	5
	1. Rígidos	5
	2. Plásticos	5
II	MATERIALES DE OBTURACION PLASTICOS	6
	A. Materiales para obturación plástica temporal	7
	B. Materiales para obturación plástica perma- nente	8
	1. Amalgamas	9
	1.1 Definición	9
	1.2 Requerimientos según ADA No.1	10
	1.3 Composición	12
	1.4 Propiedades	13
	a) Cambios dimensionales de cris- talización	13
	a.1 Efecto del tamaño de la partícula	15
	a.2 Efecto de la relación Alea- ción-Mercurio	15
	a.3 Efecto de la Trituración	15
	a.4 Efecto de la Condensación.	16
	a.5 Efecto de la Contaminación	16

	Pag.
b) Esgurrimiento o fluencia	16
c) Cambios Dimensionales por acción térmica	18
d) Resistencia a la Compresión . .	18
e) Conductibilidad Térmica	19
f) Dureza Superficial	20
g) Corrosión y Deslustre	20
1.5 Las propiedades pueden ser afectadas por	21
a) Algunas causas de fractura mar- ginal	22
b) Causas de fracturas totales . .	22
c) Causas de Pigmentación y corro- sión	23
d) Causas de porosidad	23
1.6 Metalografía de las Amalgamas . . .	23
a) Fabricación	23
a.1 Producción del Lingote . .	23
a.2 Homogenización	23
a.3 Producción del polvo . . .	24
a.4 Envejecimiento	24
b) Procesamiento	25
b.1. Formación de las Amalgamas a partir de las aleaciones AgSn	25
b.2 Formación de las Amalgamas a partir de aleaciones con	

	Pag.
fase dispersa	25
b.3 Amalgamas Mejoradas	26
1.7 El Mercurio	29
a. Historia	29
b. Propiedades	29
b.1 Físicas	29
b.2 Químicas	30
b.3 Valores permisibles del Mercurio	30
c. Uso Dental	31
d. Efectos Biológicos	31
e. Intoxicación por Hg en odon- tología	31
f. Recomendaciones de la ADA en la higiene del Mercurio	32
g. Tratamiento de Intoxicación general por metales pesados . .	33
1.8 Manipulación	35
a. Selección del Material	35
a.1 Selección de las par- tículas	35
b. Proporción aleación-mercurio .	35
c. Amalgamación	36
c.1 Amalgamación Manual . . .	36
c.2 Amalgamación Mecánica . .	36
d. Condensación	37
e. Tallado	38

	Pag.
f. Bruñido	38
g. Pulido	40
2. Resinas para restauraciones dentales . .	40
2.1 Definición	40
2.2 Composición	40
a) Fase Matriz	40
b) Interfase de Superficie	41
c) Fase Dispersa	41
2.3 Clasificación y Características Clí- nicas	42
a) Resinas compuestas tradicionales	42
b) Resinas compuestas híbridas . .	42
c) Resinas compuestas homogéneas .	43
d) Resinas compuestas micro-relle- nas no homogéneas con partículas prepolimerizadas fragmentadas .	43
e) Resinas compuestas micro-relle- nas no homogéneas con partícu- las esféricas prepolimerizadas .	44
f) Resinas compuestas no homogéneas con complejos micro-rellenadores aglomerados	45
g) Resinas polimerizadas con luz .	45
2.4 Propiedades	46
2.5 Factores que afectan el comporta- miento clínico	46
a) Primera Generación	48

	Pag.
b) Segunda Generación	48
c) Tercera Generación	48
2.6 Indicaciones clínicas en operatoria según ADA	49
2.7 Procedimientos Generales	49
a) Técnica operatoria	49
b) Limpieza de la cavidad	50
c) Terminado del ángulo cavo super- ficial	50
d) Aplicación de las soluciones áci- das desmineralizantes	51
2.8 Manipulación	52
a) Resinas intermedias	52
b) Primers o soluciones imprimi- doras	52
c) Técnicas de mezclado y colocación	53
d) Terminado	54
e) Verificación de la oclusión . . .	54
f) Glaseado	54
g) Reparación	54
2.9 Técnicas que comprenden grabado al ácido	55
a) Sellado de surcos y fisuras . .	55
b) Revestimiento del esmalte	55
c) Ferulización	56

Pág.

III CONCLUSIONES	57
IV BIBLIOGRAFIA	59

Realizar un trabajo sobre materiales para obturación plásticos es básico y de suma importancia en nuestro ejercicio profesional, porque nos da pautas, criterios y elementos de juicio para determinar con certeza y pleno conocimiento su empleo ante el caso odontológico que se presente.

El objetivo primordial al realizarlo, fué actualizar los conocimientos obtenidos en el transcurso de la carrera, dar a conocer los últimos avances en cuanto a materiales de obturación plástica se refiere y enriquecer los conocimientos aprendiendo algo nuevo y valioso para en un futuro aplicarlo en nuestra labor.

Después de consultar diversas fuentes bibliográficas, presento en forma clara y concisa los materiales de obturación plástica centrándonos en dos de ellos de tipo definitivo y demás uso en nuestro medio como restauradores dentales.

Agradezco al Doctor Ariel Virviescas su valiosa colaboración en el desempeño de éste trabajo y al grupo de docentes a quienes debo todo lo aprendido.

- A. Definición de materiales para obturación: Restauración dental que trata de cumplir las funciones estructurales y funcionales perdidas en el diente, en la actualidad existe gran variedad de ellos que cada día buscan ofrecer mejores ventajas.
- B. Clasificación de los materiales de acuerdo a como llegan a cavidad oral:
1. Rígidos: Obturación que es llevada en forma rígida a la cavidad oral y cementada en forma definitiva en la preparación dental previamente realizada, gran parte de su procedimiento es realizado en laboratorio, tomando previamente una impresión en boca que reproduce el área a restaurar. Dentro de ésta clasificación se encuentran: Las incrustaciones y las coronas completas, combinadas o metálicas.
 2. Plásticos: Obturación que es llevada en forma plástica a la cavidad oral, para allí ser moldeada hasta esperar su reacción final, buscando devolver al diente su integridad tanto estructural como funcional. Dentro de ésta clasificación pueden observarse dos clases de materiales plásticos de acuerdo a su duración y estabilidad estructural en boca y pueden ser temporales y permanentes.

CAPITULO II

MATERIALES PARA OBTURACION PLASTICA

A.

MATERIALES PARA OBTURACION TEMPORAL

NOMBRE GENÉRICO	COMPOSICION		REACCION	PROPIEDADES			APLICACION	VENTAJA	DESVENTAJA	ADA
	POLVO	LIQUIDO		Resistencia Compresiva	Tiempo de reaccion	Relacion Polvo-liquido				
1. CEMENTO DE FOSFATO DE ZINC	Oxido de zinc Oxido de magnesio.	Acido ortofosfórico	Cristaliza	83-110 MN/m ²	4-9 min	mayor relacion P/L	Base intermedia Cementar fijas En ortodoncia	Facil manipulacion	Fragilidad Solubilidad	8
2. CEMENTO FOSFATO 2m modificado a. de cobre y plata b. de fluor	Fosfato de plata	oxido cuproso	Cristaliza	inferior al anterior	5-7 min	Baja relacion P/L	Base intermedia	F. manipulacion	irritacion pulpar	8
	Oxido de zinc vidrio de silicato	Acido Ortofosfórico	Cristaliza		5-7 min		en ortodoncia	menor solubilidad	alta solubilidad	
3. CEMENTO SILICOFOSFATO	Oxido de zinc Vidrio de silicato	Acido Ortofosforico	Cristaliza	140-170 MN/m ²	5-7 min	mayor relacion P/L	Cementar fijas	Resistencia alta	PH y acidez mayores	9-21
4. CEMENTO OXIDO DE ZINC EUGENOL	Oxido de zinc Silice	Eugenol Purificado	Cristaliza	07-7 MN/m ²	2-10min	P/L de 3-4 a 1	Obt temporal Base intermedia Cementado tem.	Buen sellado	Baja resistencia es soluble	30
5. CEMENTO OXIDO DE ZINC Y EUGENOL REFORZADAS	Oxido de zinc con resinas naturales y acetato de zinc	Eugenol con resinas disueltas, acido acetico	Cristaliza	35-55 MN/m ²	7-9 min	mayor relacion P/L	Cementante de restauraciones Base intermedia Obturacion temp.	Sellado inicial Buena resist. en cementado	mayor solubilidad inestabilidad hidrolitica.	30
6. CEMENTO E B A	Oxido de zinc con 20-30% oxido de al. mopolimetacrilato de metilo	50-66% acido etoxibenzoico	Cristaliza	55-75 MN/m ²	7-13 min	alta relacion P/L	Base intermedia Obturacion temp Cementado fijos	largo tiempo de trabajo	alta relacion P/L degradacion hidrolitica	30
7. CEMENTO DE POLICARBOXILATO	Oxido de zinc, magnesio, Aluminio Fluoruro	Acido Poliactilico copolimerico	Polimeriza	62-83 MN/m ²	2.5-3.5 min	proporsion preciso	cementado de restauraciones y bandas base intermedio	Adhesion al esmalte poca reaccion pulpar	tiempo de trabajo breve	60
8. CEMENTO DE RESINAS ACRILICAS	Polimero o copolimero de metacrilato de metilo, peroxido de benzilo.	monomero de metacrilato de metilo, aceptor-amina	Polimeriza	Alta	3-4 min		Cementado de restauraciones Base intermedia Cementado de carillas	Alta resistencia	Corto tiempo de trabajo	8
9. MATERIALES CON BASE DE RESINAS COMBINADAS	Fino vidrio de silicato Iniciador peroxido	BIS-GMA dimetacrilato aromático con dimetacrilato alquilo	Polimeriza	207-276 MPa	6-7 min	proporsion definida	Cementado de restauraciones y de bandas de ortodoncia	Alta resistencia baja solubilidad	irritacion pulpar Dificil remoción	8
10. CEMENTOS DE IONOMEROS VITREOS ASPA	Vidrio de silicato	Acido poliactilico e ifacónico.	Polimeriza	140 MN/m ²	6-7 min	mayor relacion P/L	Cementante, sellador de puntos y fisuras, obturan. en cavidades ero. Base intermedia	Alta resistencia	irritacion pulpar	30

MATERIALES PARA OBTURACION PLASTICA PERMANENTE

B. MATERIALES PARA OBTURACION PLASTICA PERMANENTE

1. AMALGAMAS

- 1.1 Definición: Es una aleación de dos o más metales, de los cuales uno de ellos es el mercurio (metal líquido) a temperatura ambiente. Se forma por trituración de la aleación para amalgama dental con mercurio, que actúa como solvente de algunos metales.

La amalgama constituye el material de obturación plástico más utilizado, de aplicación directa en la boca y en el laboratorio.

El término amalgama debe reservarse exclusivamente para la aleación de la que el Hg ya forma parte. Comercialmente, se presenta en forma de limaduras metálicas a las que hay que incorporarles el Hg. Esas limaduras son a su vez aleaciones constituidas por metales determinados, capaces de brindar a la amalgama las propiedades que exigimos de ella.

Distingamos los siguientes términos:

- Aleación para amalgamas: Son las limaduras constituidas por aleaciones (en las que no interviene el Hg).
- Mercurio: Es el metal líquido que se incorpora a la aleación para amalgama.
- Amalgama: Es la aleación resultante de la unión de la aleación para amalgama más el mercurio.

Desde el punto de vista del número de metales que la forman, las amalgamas se clasifican en:

- Binarias : Cuando interviene un metal más Hg
- Terciarias : Cuando intervienen dos metales más Hg
- Cuaternarias : Cuando intervienen tres metales más Hg
- Quinarias: Cuando intervienen cuatro metales más Hg

Clínicamente sólo tienen importancia las quinarias.

1.2 Requerimientos según el ADA No.1 La aleación para amalgama, según lo exige la especificación No.1 de la Asociación Dental Americana, debe:

- Contener los metales y en las proporciones que se consignan a continuación:

	Mínimo	Máximo
Ag	65%	65%
Sn	25%	29%
Cu	6%	6%
Zn	2%	2%
Hg	3%	3%

- Es necesario combinar esos dos elementos Ag y Sn que si bien individualmente presenta un comportamiento opuesto, al entrar presentes ambos se compensan mutuamente, a este tipo de amalgamas en las que se consigue un equilibrio dimensional, se las denomina Amalgamas Equilibradas.

Efecto General que imparten los Compuestos
de la Aleación a la Amalgama

	Resis- tencia	Escurri- miento	Expan- sión	Velocidad de Reacción	Dureza
Plata	+	-	+	+	
Estaño	-	+	-		-
Cobre	+	-	+		+
Zinc					

- La especificación exige dos propiedades físicas como una medida de la calidad de una amalgama. Una de ellas es la cualidad de resistencia y la otra es un cambio dimensional o cambio defraguado en la amalgama dental. Las muestras nos ofrecerán más de un 4% de escurrimiento en un período de 21 horas, estando sometidas a una carga constante de 1.500 libras/pulgadas 2 y haciéndose el ensayo a la temperatura de la boca. En la especificación se requiere un valor positivo para expansión de cristalización, que establece que 24 horas después de la amalgamación, la longitud de la muestra ensayada habrá aumentado entre 0 y 20 V/cm a la temperatura bucal.
- La especificación No.1 es para las aleaciones compuestas esencialmente de plata y estaño con los cuales se va a formar una amalgama para uso odontológico.

Tipos y Clases

Tipo I. Polvo

Clase 1 Limadura (prismática)

Clase 2 Partícula esférica

Clase 3 Clase 1 y/o 2 con/o sin aditivos

Tipo II Tabletillas

Clase 1 Limadura (prismática)

Clase 2 partícula esférica

Clase 3 Clase 1 y/o 2 con/o sin aditivos

Propiedades Físicas

<u>Resistencia a la Tensión</u> (Diametral)	<u>Escurrecimiento</u>	<u>Cambio Dimen- sional</u>
15 Minutos. mín.	3/24 horas máx.%	5 minutos/24 horas p promedio%
2.0 MN/m ²	3.0	0.± 0.20 (0± 20 Micrones/cm)

Instrucciones del Fabricante

El fabricante debe incluir en su producto las siguientes instrucciones:

1. Proporción aleación/mercurio
2. Método y tiempo de trituración
3. Método de condensación
4. Precauciones que deben tomarse en aleaciones que contienen zinc.

- 1.3 Composición Anteriormente observamos las proporciones establecidas por el ADA No.1 para la aleación de amalgama

dental y para el mercurio altamente purificado empleado en la trituration con la aleación para formar una masa plástica, que endurece por la reacción de cristalización.

Observemos los efectos de los componentes de la amalgama:

Efectos de los Componentes de la Amalgama

	<u>Aumenta</u>	<u>Disminuye</u>
Plata	Resistencia expansión de fraguado Reactividad con el mercurio	"Creep"
Estaño	"Creep" Contracción Velocidad de amalgamación	Resistencia Dureza Velocidad de cristalización
Cobre	Corrosión Dureza Resistencia Expansión de cristalización Pigmentación	"Creep"
Zinc	Expansión retardada y corrosión en presencia de agua durante la condensación Plasticidad de la amalgama mezclada.	

1.4 Propiedades La amalgama dental es evaluada con base a una serie de pruebas físicas, por lo tanto, es importante comprender que esas propiedades tienen gran significado clínico.

a) Cambios dimensionales de cristalización: Después de la trituration y durante el proceso de amalga-

mación, todas las amalgamas sufren cambios en su dimensión. Los primeros cambios son consecuencia de la absorción del mercurio por las partículas de la aleación; en esta fase se observa una reducción volumétrica. Luego el mercurio reacciona con la aleación para formar una matriz cristalina al rededorde las partículas de la aleación que no han reaccionado; en esta fase, se observa expansión. Generalmente, las amalgamas tradicionales, de bajo contenido cuprífero presentan una contracción neta. Las nuevas amalgamas con alto contenido de cobre suelen contraerse menos. El cambio dimensional neto oscila, en promedio, entre 0 y varias micras por centímetro de expansión.

Independientemente de si las aleaciones se contraen y se expanden dentro de límites que no pasan de 0-⁺ 10 un. por el cm, el resultado es insignificante desde el punto de vista clínico. El argumento esgrimido por algunos odontólogos que una amalgama que presenta expansión leve es preferible a aquella que se contrae carece de bases científicas y clínicas. La amalgama que se dilata unas micras por cm, en vez de contraerse la misma cantidad de micras, no hará nada por mejorar y aumentar la adaptación de la amalgama a la pared de la cavidad preparada.

La especificación No.1 exige que durante la cristalización se produzca unaexpansión entre 3 y 13 micro-
nes/cm.

- a.1 Efecto del tamaño de la partícula: En términos generales, cuanto mayor es el tamaño de las partículas, mayor es la magnitud de la expansión. A menor tamaño de partícula, mayor será la superficie expuesta al ataque del Hg como consecuencia, al haber mayor superficie de ataque, hay más solubilidad de las mismas, y al haber mayor solución presente se dificulta o retarda la cristalización de las fases γ_1 y γ_2 que son las responsables de la expansión. Las partículas deben ser trituradas poco tiempo; si se prolonga la trituración se sigue facilitando la disolución que impide la formación de γ_1 y γ_2 .
- a.2 Efecto de la relación aleación-mercurio: Como la expansión de la amalgama depende de la cantidad de fases γ_1 y γ_2 que se formen y como estas se forman en mayor cantidad cuanto más mercurio presente exista, como consecuencia a mayor cantidad de mercurio mayor expansión.
- a.3 Efecto de la Trituración: Durante la amalgamación se ejerce sobre las partículas cierta presión que en el caso de ser de gran tamaño llega a romperlas, aumentando así su superficie de ataque. Al realizar una trituración prolongada se facilita la solubilidad de la aleación y el Hg. Esa solubilidad que impide la cristalización de

las fases γ_1 y γ_2 se traduce entonces en una contracción. Una leve trituración impide la solubilidad, la amalgama se expande.

a.4 Efecto de la Condensación: Al eliminar el mercurio impide nuevas formaciones de γ_1 y γ_2 , lo que disminuye la expansión.

a.5 Efecto de la Contaminación: Si durante la manipulación se permite que a la masa plástica se incorpore agua o cloruro de sodio, la amalgama resultante evidenciará "Expansión Retardada", el hidrógeno desprendido es el responsable de la expansión, pues como gas que es, al tratar de escapar de la masa ejerce una presión de aproximadamente 150 Kg/cm^2 . Si esta presión se ejerce en sentido pulpar el resultado se traducirá por dolor (por compresión). Si en cambio ella se ejerce hacia la superficie de la amalgama, aparece sobre la superficie verdaderas ampollas que facilitan posteriormente la corrosión.

b) Escurrimiento o fluencia: El escurrimiento (flow) de un material es la capacidad de ese material para conservar su forma cuando es sometido a una carga constante.

La especificación No.1 de la Asociación Dental Americana exige que una probeta de 8 mm de altura y 4 mm de diámetro sometida tres horas después de condensada

y durante 24 horas a una carga de 210 Kg/cm^2 no sufre un acortamiento superior al 4% de la longitud total de la probeta, cuando la experiencia se hace entre 20 y 25°C .

De los factores capaces de hacer variar los valores del escurrimiento, el único verdaderamente importante es la presión de condensación. En efecto, compresiones de condensación considerables, se consigue una mayor remoción de Hg. Al contener menos Hg los valores de escurrimiento son menores.

En alguna medida, el escurrimiento expresa el tiempo de cristalización de una amalgama. Si una amalgama tiene un tiempo de cristalización muy lento, no soportará la prueba del escurrimiento (a las tres horas de preparada) mientras que si su tiempo de cristalización es breve, soportará a las tres horas de preparada la carga de prueba.

Es importante el conocimiento de esta propiedad, pues a ese tipo de cargas el que normalmente debe soportar una amalgama bajo el impacto masticatorio.

Otro factor que en cierta medida regula el valor del escurrimiento es la composición de la aleación. Las amalgamas con escaso contenido de plata y gran cantidad de estaño muestran un escurrimiento más manifiesto que las equilibradas.

La presencia de cobre hace disminuir los valores del escurrimiento, con lo que se concluye que su acción dentro de la aleación es aumentar la resistencia.

- c) Cambios Dimensionales por Acción Térmica: La amalgama en función de la temperatura sufre dilataciones y contracciones. Por cada grado centígrado y por cada unidad de longitud los valores de dilatación y contracción son idénticos.

Cuando la temperatura varía en 1°C . una unidad de longitud de amalgama (mm), (cc, etc) sufre un cambio de 0.000025 es decir, que 1 mm de amalgama si la temperatura aumenta 1°C . se dilatará 0.000025 mm; y en ese valor se contraerá si la temperatura desciende 1°C .

El coeficiente dentario a través de la corona tiene un coeficiente de 11.4 por 10^{-6} , como se ve la amalgama, se contrae o dilata con un coeficiente que es más del doble del que presenta el diente. Al cristalizar la amalgama sufre una expansión de 3 a 13 micrones por centímetro. Esa expansión que tiene lugar merced a la elasticidad dentinaria, compensa las futuras contracciones térmicas.

- d) Resistencia a la Compresión: Se ha comprobado que las amalgamas que cumplen con las pruebas de escurrimiento, composición y expansión, tienen valores de resistencia a la compresión de cerca de 3.300 Kg/cm^2 .

La especificación requiere que la amalgama hecha de una aleación certificada tenga una resistencia a la tensión de 290 p.s.i. después de 15 minutos, la amalgama completamente endurecida puede tener una resistencia a la tensión de aproximadamente 7.100 p.s.i., la resistencia de la amalgama está determinada por la presencia de las fases γ_1 , γ_2 y por los vacíos.

Estudios han dado la siguiente información sobre la resistencia negativa de estas cuatro fases.

1. Las partículas de aleación sin reaccionar (γ) es la fase más fuerte de la amalgama ya cristalizada.
2. Gama uno, es la fase de fuerza intermedia.
3. Gama dos, es la unión débil en la cadena, considerada la culpable que contribuye al fracaso marginal y es muy susceptible de corrosión.

La amalgama no desarrolla suficiente resistencia para soportar las fuerzas de la masticación sin el apoyo apropiado de esmalte.

- e) Conductibilidad Térmica: Siendo en general los metales buenos conductores térmicos, la amalgama manifiesta una excelente conductibilidad, esto no conviene, pues tanto el calor como el frío al actuar como estímulos externos producen alteraciones pulpaes a veces reversibles y a veces irreversibles.

Ello hace que desde el punto de vista clínico, sea

conveniente tapizar el piso cavitario con una base intermedia (cemento de fosfato de zinc) antes de insertar la amalgama para impedir el shock térmico.

- f) Dureza Superficial: La dureza es la resistencia mecánica que presenta un material a ser penetrado.

El penetrador de tnoop es un diamante tallado en forma de pirámide, cuyas aristas longitudinales forman entre sí un ángulo de 172° . $30'$ y las transversales un ángulo de 130° .

La amalgama en la escala de knoop tiene un valor de dureza de 90, la amalgama tiene casi la tercera parte de dureza del esmalte, pero así y todo es más dura que otros materiales dentales.

- g) Corrosión y Deslustre: Corrosión se denomina al ataque de una superficie por cualquier medio que se ponga en contacto con ella.

Es una de las causas principales de las fracturas y fallas de la amalgama.

Se conocen dos tipos de corrosión: Una química y otra eléctrica. La causa de la corrosión química es por lo general el oxígeno. La causa electrolítica se manifiesta cuando dos metales de distinto potencial eléctrico se hallan sumergidos en un electrolito. En ese caso, el metal de menor potencial eléctrico entra en solución, es decir, se disuelve y sobre el otro metal se liberan

los iones. El oxígeno y el cloro de la saliva atacan la fase γ_2 al combinarse con el estaño. Cuando se forma el cloruro de estaño o el óxido de estaño, o ambos, entonces el mercurio que estuvo vinculado con la fase γ_2 (SnHg) queda libre para difundirse hacia la estructura circundante y combinarse con Ag_3Sn (γ) que no había reaccionado antes. La desaparición de la fase γ_2 conduce finalmente a la formación de porosidad, lo cual a su vez disminuye la resistencia de la restauración.

El deslustre puede definirse como un depósito superficial acompañado por poca o ninguna degradación de la estructura subyacente. Por lo general la extensión del delustre depende de dos factores: La composición final de la amalgama y el medio ambiente imperante en la boca del paciente. Este proceso de pérdida de brillo puede provocar la formación de una capa superficial externa que proporcionará cierta protección contra la corrosión. El indiloy (SHafu) es un ejemplo excelente de este fenómeno. En efecto, poco después de pulir la amalgama, la superficie de la restauración presenta un aspecto gris que casi no refleja la luz y luego se vuelve resistente a la corrosión. La integridad marginal fue excelente con esta aleación en dos estudios clínicos recientes.

1.5 Las propiedades pueden ser afectadas por:

- La forma y tamaño de la partícula
 - El envejecimiento o la falta de él que tenga la aleación
 - La proporción entre aleación y mercurio
 - La presión, velocidad y tiempo de trituración
 - La presión de condensación
 - La probable contaminación
- a) Algunas causas de fractura marginal
- a.1 Alto contenido demercurio en la amalgama
 - a.2 Calentamiento del margen durante el bruñido y el pulido
 - a.3 Composición de la aleación y tamaño de la partícula, algunas aleaciones de micropartículas muestran más fractura marginal
 - a.4 Diseño cavitario incorrecto, como por ejemplo, márgenes biseludos
 - a.5 Tallado incorrecto. La amalgama se extiende sobre los márgenes y se fractura con facilidad.
- b) Causas de fracturas totales
- b.1 Incorrecto diseño cavitario tal como un itsmo poco profundo y ancho
 - b.2 La falta de pulido aumenta la posibilidad de fractura
 - b.3 Contacto prematuro del diente antagonista sobre la amalgama no cristalizada

c) Causas de pigmentación y corrosión

- c.1 Efectos de la dieta, por ejemplo el azufre de los alimentos, provoca ennegrecimiento.
- c.2 Exceso de gamma_2 , debido a un alto contenido de estaño en la aleación, las de alto contenido de cobre pigmentan y se corroen menos.

d) Causas de Porosidad

- d.1 Mala condensación como resultado de una baja presión (debido a un gran tamaño de la cabeza del condensador) o una masa muy líquida (debido a un alto contenido de mercurio)
- d.2 Excesivo contenido de mercurio
- d.3 Poca plasticidad, debido a una insuficiente trituración y la condensación

1.6 Metalografía de las Amalgamas :

a) Fabricación

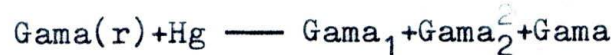
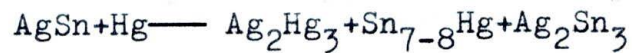
- a.1 Producción del lingote: Se introducen los constituyentes en un horno en el que se mantiene una atmósfera reductora para impedir que se quemen o se vaporicen en forma excesiva los componentes de más bajo punto de fusión. La aleación se cuela en lingotes. Durante el enfriamiento, los constituyentes solidifican desde la periferia hacia el centro produciendo un lingote no homogéneo.
- a.2 Homogenización: Se colocan los lingotes en un horno a $400^{\circ}\text{C}.$ - $425^{\circ}\text{C}.$ durante varias horas, des-

pués de las cuales, los lingotes son sumergidos en un baño para enfriarlos rápidamente y mantener la estructura deseada.

- a.3 Producción del polvo: Con el objeto de producir polvo no esférico, el lingote se coloca en un torno o molino y se lo reduce a finas partículas para producir aún más el tamaño de las partículas, estas se colocan en un molino a bolas. Las partículas se limpian con ácido, se lavan y se secan. El polvo puede transformarse entonces en comprimidos.
- a.4 Envejecimiento: Las microtensiones inducidas en las partículas durante el corte y el molido, con bolas deben ser liberadas. Si no lo hacen, el fabricante se irán liberando lentamente durante cierto tiempo, produciendo un cambio en la aleación, particularmente en la velocidad de amalgamación y en los cambios dimensionales que se producirán durante el endurecimiento. Este proceso lleva el nombre de envejecimiento y comprende un ciclo de ablandamiento a temperatura moderada. Por lo común, el "envejecimiento" se realiza a 100°C . durante algunas horas. La aleación convenientemente "envejecida" será estable en su capacidad de reacción y en sus propiedades mientras se halle almacenada un tiempo indefinido.

b) Procesamiento

- b.1 Formación de la amalgama a partir de las aleaciones AgSn: Cuando se mezclan partículas de aleación para amalgama dental con mercurio, se produce una reacción que forma un grupo de nuevas aleaciones. La mezcla total de aleaciones se denomina amalgama dental y consta de varias fases distintas:



La gamma consiste en las partículas de aleación no reaccionadas, este es el componente duro y fuerte del sistema. Gama₁ es la fase de fuerza intermedia. Gama₂ es la unión débil en la cadena, considerada la culpable que contribuye al fracaso marginal y es muy susceptible de corrosión.

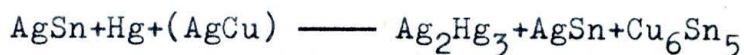
A pesar de estos inconvenientes las aleaciones convencionales están todavía disponibles para su uso, estas aleaciones de forma esférica fueron seguidas por las aleaciones en fase dispersa.

- b.2 Formación de amalgama a partir de aleaciones con fase dispersa: En 1962 se desarrolló un nuevo tipo de aleación para amalgama, esta consta de la habitual aleación de plata, estaño, cobre y zinc en combinación con un eutéctico de plata-cobre de composición 71.9% de plata y 28.1% de

cobre.

Esta aleación eutéctica se transforma en partículas esferoidales de menos de 14 micrometros (1u).

Estas partículas se agregan a la aleación convencional para amalgama dental. El eutéctico es la fase dispersa, impide la formación de γ_2 y trae como resultado menor pigmentación, corrosión y fractura marginal; la reacción que se produce puede escribirse con la siguiente ecuación:



Gamma+Hg+plata-cobre γ_1 +Gamma+cobre-Estaño

Pensando en mejorar:

- a. Estética inaceptable
- b. Cambios dimensionales
- c. Escurrimiento exagerado
- d. Factores Marginales
- e. Corrientes galvánicas
- f. Corrosión frecuente

y buscando evitar que se forme la fase γ_2 , se presentan

- b.3 Las amalgamas mejoradas: La modificación operada consiste en reemplazar la 1/3 parte de la fórmula convencional y antigua Ag 65%- Sn 25% Cu 6% Zn 2%.

Por una liga eutéctica (aleación en que las partes son totalmente insolubles entre sí), constituida por plata 78%, cobre 22% queda pues la fórmula así:

Ag 65%

Convencional+ Sn 25% eutéctico Ag 78%

2/3 Cu 10% 1/3 parte Cu 22%

No se incluye el zinc porque ya fué suprimido. Paffenbarger y otros encontraron que las aleaciones Dispersaloy y Obtaloy II contienen 2n.

Estas nuevas aleaciones han sido denominadas "de alto contenido de cobre" o de "fase dispersa".

A los siete días después de obturar, el cobre del eutéctico ataca a la gama₂ y con la totalidad del estaño forma un nuevo compuesto intermetálico que cristaliza en reticulado cúbico, de fórmula química $\text{Cu}_6\text{Sn}_5\text{Sn}_5$ con una resistencia a la compresión de 6.000 Kg x cm² y se denomina fase ETA.

La plata sobrante del eutéctico se une al mercurio que formaba gama₂ y producen entre ambos nueva cantidad de $\text{Ag}_2\text{Hg}_3\text{Gama}_1$ con las mismas propiedades de la gama₁.

Según últimas comprobaciones la resistencia a

la compresión es $6.450 \text{ Kg} \times \text{cm}^2$, también ha mejorado la resistencia a la atracción, la disminución notable del escurrimiento y la ausencia de la corrosión. Quedaba como una posibilidad de mejora, el aumento de las propiedades físicas de la gama_1 .

Ella se obtuvo agregando a la fórmula un 1% de paladio, metal noble que cristaliza en el sistema cúbico a cara centrada.

Basta comparar con el único producto existente en octubre de 1983, "Valiant" con alto contenido de cobre y paladio, ofrece propiedades muy superiores a las de alto contenido de cobre o de fase dispersa. Otro gran beneficio que proporciona el uso de aleaciones con alto contenido de cobre y paladio es que la gama_2 nunca se forma. De inmediato el eutéctico reacciona con el estaño formándose la fase ETA (Cu_6Sn_5) y más cantidad Ag_2Hg_3 (gama_1).

Otra ventaja es que al paciente no hay necesidad de pedirle cuidados en su masticación durante los primeros siete días, debido a que no se forma la fase gama_2 .

Fórmula	Clase de Aleación	Resistencia a la Compresión	Nombre
Ag_3Sn	Compuesto intermetálico	5.300 Kgxc cm^2	Gama
AgCu	Liga eutéctica	8.000 Kgxc cm^2	Eutéctico
Ag_2Hg_3	Compuesto intermetálico	1.700 Kgxc cm^2	Gama ₁
Sn_5	Fase ETA	6.000 Kgxc cm^2	Fase ETA
Ag_2Hg_3	Compuesto intermetálico	1.700 Kgxc cm^2	Gama 1

1.7 El Mercurio

a) Historia: En la edad media, cuando los alquimistas habían sintetizado cloruro, óxido y otros compuestos inorgánicos a partir de mezclas de mercurio, empezó a extenderse su uso en medicina. El calometano (cloruro mercurioso) fué utilizado como catártico y en el siglo XVI los compuestos de mercurio se introdujeron como tratamiento para la sífilis, hoy en día está presente en algunos compuestos que tienen propiedades diuréticas; y en odontología para formar la amalgama.

b) Propiedades

b.1 Físicas: Peso atómico 200.59

Número atómico 80

Gravedad específica 20/40 c — °C

Punto de ebullición 356.6°C

Punto de congelación -38.9°C

Presión de Vapor 2×10^{-3} mm de Hg a 26°C

Densidad 13.6% gr/cm³

Tensión superficial 470 erg/cm²

b.2 Químicas

1. A temperatura ambiente es un producto estable, en presencia de humedad el metal se oxida lentamente.
2. A temperatura ordinaria se combina fácilmente con el azufre y los halógenos.
3. El metal no es atacado por los ácidos clorhídrico y sulfúrico.
4. El ácido nítrico reacciona con el Hg desprendiéndose vapores nitrosos.
5. Numerosos metales forman amalgama con el Hg.

b.3 Valores permisibles del mercurio

1. Agua potable: 0.001 mgm/1 t. (p.p.m.), según O.M.S. 1973
2. Peces y mariscos: 0.5 p.p.m. según ADA
3. Medio ambiente (aire) = 0.05 mg Hg/m³
4. Valores normales en orina: 0 a 0.02 mg Hg/1t, saliva: 0.015 mg 100 ml de saliva

- c. Uso Dental: La restauración de amalgama sólo es posible, gracias a las características del Hg, debido a éste metal la masa es plástica ensus comienzos, se puede insertar y luego es capaz de endurecer de modo tal que su estructura resista los rigores del medio bucal.

De tal manera, el odontólogo está relacionado con el Hg, ya que de la manipulación correcta depende el éxito de la restauración.

- d. Efectos biológicos: La exposición al mercurio puede producir:

1. Sensibilización: En personas sometidas a diuréticos mercuriales y expuestas a vapores de Hg o recibieron restauraciones de amalgama.
2. Mercurialismo: Por exposición prolongada al Hg por niveles superiores a lo normal, se produce: Hidrargirismo o mercurialismo crónico.

- e. Intoxicación por Hg en odontología: Las principales víasde ingreso del Hg en el organismo humano son:

- A través de los pulmones (inhalación), por la piel (contacto directo) o por ingestión de alimentos.

Síntomas: Se ha demostrado que puede presentarse: Forma peculiar de disturbios Psíquicos, caracteri-

zados por ansiedad, timidez, indecisión, depresión, irritabilidad, excitabilidad, leve temblor en las manos, luego en brazos y piernas y si progresa puede crear convulsiones, dificultad en el lenguaje, alteración en la escritura asociado a la presencia de temblores.

Entre los síntomas físicos, algunos observan afección en los ojos provocada por contricción del campo visual, aparición de gingivitis y estomatitis acompañada de un exceso de salivación.

f. Recomendaciones de la A.D.A. en la higiene del mercurio:

1. Almacenar el mercurio en recipientes irrompibles, impermeables y sellados.
2. Ejecutar las operaciones que incluyan mercurio sobre superficies en las que sea fácil recuperarlo.
3. Recoger el mercurio inmediatamente.
4. Usar cápsulas impermeables y cerradas durante la amalgamación.
5. No usar técnicas manuales de amalgamación.
6. Trabajar en espacios bien ventilados.
7. Eliminar el uso de soluciones que contengan mercurio.

8. Hacer determinaciones periódicas de los niveles de vapor de Hg.
 9. Realizar determinaciones anuales de mercurio en el personal del consultorio.
 10. Evitar el calentamiento del Hg o la amalgama.
 11. Emplear un rocío de H_2O y succión cuando se talla una amalgama dental.
 12. Evitar poner alfombras en los consultorios dentales ya que su descontaminación no es posible.
 13. Alertar al personal relacionado con la manipulación del mercurio sobre el peligro potencial del Hg y la necesidad de tener prácticas de higiene en el proceso.
- g. Tratamiento de intoxicación general por metales pesados:
- BALL (British Anti-Lewisite 2,3 dimercaptopropand dimercaprol). Ante infox. Grave la dosis usada es 4 mg por kg de peso vía intramuscular.
 - EDTA (Etiler Diaminotetraacetato). Dosis 500 mlg en 250 mg de glucosa al 5% vía endovenosa cada 12 horas por cinco días.
 - La penicilamina: Dosis por vía bucal 1 a 4 mlg diarios con el estómago vacío, para evitar la quelación de los metales de la dieta.

POSIBLES RUTAS DE ABSORCION DEL MERCURIO EN LOS CONSULTORIOS DENTALES

OPERACION	RUTA DE ABSORCION (PARA DENTISTAS Y ASISTENTES DENTALES)
Á. ALMACENAMIENTO DEL MERCURIO	A.1 Inhalacion. Vapor de mercurio de resipientes no sellados; especialmente si la temperatura se eleva por encima de los 32°C.
B. TRANSFERENCIA Y MANIPULACION DEL MERCURIO , INCLUYENDO TRITURACION , AMASADO Y EXPRIMIDO.	B.1 Inhalacion. Vapor de mercurio de resipientes sin sellar; derrames y residuos B.2 Absorcion cutánea. manos contaminadas por manipulacion del metal. B.3 Ingestion. Mercurio de las manos transferido directamente a la boca o sobre alimentos y cigarrillos.
C. TALLADO DE VIEJAS OBTURACIONES DE AMALGAMA	C.1 Inhalacion (a) vapor de mercurio liberado por el calor del tallado de pequeñas particulas de amalgama. (b) polvo de amalgama inhalado a los pulmones. C.2 Ingestion. Particulas de polvo de amalgama impactadas en la boca y en la parte superior del arbol respiratorio y luego deglutidas.
D. OBTURACION CON NUEVA AMALGAMA , CONDENSACION Y PULIDO	D.1 Inhalacion. absorcion cutánea e ingestion. riesgo de orden muy bajo.
E. LIMPIEZA DE EQUIPO , SUPERFICIES DE TRABAJO , PISOS, ETC. .	E.1 Inhalacion. de resipientes sin sellar, manipulacion de derrames, gotitas y polvo. E.2 Absorcion cutánea, por manipulacion del metal, equipo y superficies contaminadas. E.3 Ingestion por transferencia de manos contaminadas.

1.8 Manipulación

a) Selección del material: Siempre con alto contenido de cobre, o de fase dispersa, ojala con palio, nunca adquirir aleaciones convencionales antiguas y peor si contienen zinc.

a.1 Selección de las partículas: Las partículas esféricas a más de posibilitar la merma de mercurio, producen una amalgama final más lisa, exigen durante la condensación undécimo apenas de la presión que necesitan las convencionales y sus propiedades físicas se desarrollan prontamente sin superar las convencionales.

Las aleaciones polimorfas sufren una dilatación de cristalización al ser amalgamadas, esto ayuda en el sellado marginal hasta 20 μm , las esféricas se contraen al cristalizar perdiéndose el sellado mencionado. Para conservar las ventajas de las esféricas, los fabricantes produjeron las aleaciones mixtas (polimorfas y esféricas) así se ha logrado el éxito presente, todas las aleaciones de fase dispersa son actualmente mixtas.

b) Proporción aleación-mercurio: Para obtener la masa adecuada plasticidad se requiere mezclar 50 partes de aleación con 46 partes de mercurio en peso. A menor cantidad de mercurio mejor amalgama resultante. De todas maneras lo mejor es adquirir el producto ya dosi-

ficado en cápsulas.

c) Amalgamación: Es la operación mediante la cual se mezclan mecánicamente la aleación y el mercurio, la amalgamación o trituration puede realizarse en forma manual o mecánica.

c.1 Amalgamación manual: Para ello se recurre a un mortero y un pilón o pistilode vidrio o acero, este método requiere por parte del operador el control de

- c.2 - Presión de trituration: Debe oscilar entre 1 y 2 kg., un aumento de la presión produce físicamente una sobretrituration que se traduce por una disminución de la expansión o por una contracción y apresión leve una expansión extra.
- Velocidad y tiempo de trituration: Son necesarios aproximadamente 180 revoluciones para producir la amalgamación, las que si se realizan en un minuto, determinan el régimen de trituration empleado.

c.2 Amalgamación mecánica: Son aparatos que producen la amalgamación mediante el vibrado de una cápsula en la que se coloca la aleación, el mercurio y una munición que hace las veces de pilón, estos aparatos tienen la ventaja sobre el mortero,

de que tanto la velocidad como la presión de trituración son siempre constantes y el tiempo óptimo por regla no debe superar los 20 segundos.

Como la totalidad de las partículas de la aleación se revisten de una capa de óxido de estaño, es necesario el uso del amalgamador mecánico de 4.000 ciclos (vibraciones) por minuto, con una amplitud de 50 mm.

d) Condensación:

Objetivos:

- Rellenar la cavidad sin dejar burbujas
- Eliminar el mercurio

Condensación es la operación mediante la cual se lleva la amalgama a la cavidad dentaria y se presiona con instrumento que pueden ser manuales o mecánicos y a los cuales se denominan condensadores.

La presión que realicemos al condensar una amalgama, será función de dos factores: Uno, es la fuerza que ejecute el operador, y el otro, el diámetro del condensador.

Desde el punto de vista clínico, son suficientes fuerzas que oscilen entre tres y cuatro kg, utilizando atacadores o condensadores de 2 mm de diámetro.

En el mercado existen condensadores mecánicos muy si-

milares a un contra ángulo que produce movimientos vibratorios. Colocada la superficie activa, sobre la amalgama, esa vibración en sentido perpendicular a la masa plástica produce su condensación.

Pasos:

1. Debe realizarse con condensadores de la forma adecuada allugar donde se condensa y de un diámetro de 2 mm pues, la presión es inversamente proporcional al cuadrado del diámetro de la parte activa del condensador.
 2. Llevar alas cavidades porciones de 3 a 5 mm condensando en forma centrífuga.
 3. Preparar nueva amalgama cada tres minutos.
 4. Sin embargo, lo más aconsejable es el uso del condensador mecánicos, ellos pueden actuar por:
 - a. Impacto
 - b. Intensa vibración
 - c. Energía ultrasónica
- e) Tallado: Debe realizarse inmediatamente se termine la condensación. Al oír el ruido metálico.
- f) Bruñido: Se puede hacer con una tira de algodón o con una tasa de caucho con movimientos suaves y pasta para pulir, otra técnica estriba en sobre llevar la preparación de cavidad 1,5 a 2.0 mm más allá del ángulo formado por una cavidad y la superficie del diente,

TIEMPOS DE CONDENSACION Y TALLADO DE ALGUNAS AMALGAMAS

ALEACION	TIEMPO DE CONDENSACION		TIEMPO DE TALLADO	
	(min: seg)	(%)	(min: seg)	(%)
ALEACIONES TRADICIONALES				
ARISTALO (granulados)	3:06	64.5	5:08	34.1
VELVALLOY	5:30	47.3	5:41	23.7
VELVALLOY (sin zinc)	6:12	11.3	5:44	28.5
ARISTALOY	7:30	4.0	6:23	40.5
CON ALTO CONTENIDO DE COBRE				
OPTALLOY II	2:30	55.5	4:12	28.6
MICRO II	2:42	40.0	4:30	33.7
LENTALOY I	2:48	36.8	5:54	43.5
DISPERSALLOY (sin zinc)	3:00	25.0	6:14	30.5
CUPRALLOY	3:18	20.4	6:57	29.5
ARISTALOY CR	3:48	2.2	7:36	20.4
"EASE PELLETS"	3:48	30.0	7:56	58.2
UNITEK HIGH COOPER (alto cobre)				
UNITEK DIPERSED FASE	4:30	31.6	8:48	27.1
DISPERSALLOY	6:24	48.5	9:36	38.5
ESFERICA DE ALTO CONTENIDO DE COBRE				
SPHEREX	2:00	—	5:19	37.6
INDILOY	2:00	45.0	6:15	33.3
TYTIN REGULAR	2:48	34.3	7:41	9.1
SUMMALOY	3:24	41.2	8:38	2.1
SYBRALOY	3:30	2.3	8:41	25.1
VALIANT	3:30	10.7	9:24	2.3
TYTIN (fragua de lento)	4:18	2.9	13.08	12.6

en esta técnica la amalgama es colocada y condensada de manera tradicional y luego se pule con fuerza con un bruñidor ovoide u otro instrumento de forma apropiada. El bruñido mejora la adaptación, aumenta la resistencia a la corrosión y aumenta la dureza.

- g) Pulido: Nunca en la misma sesión, ni antes de 48 horas, cuando se tiene la certeza de que ha tenido lugar la cristalización. El pulido tiene por objeto evitar los fenómenos de corrosión. Ello se realiza con fresas en deshuso de poco corte, con cepillos blandos humedecidos en piedra pomez o cualquier abrasivo de grano muy fino y por último con filtros humedecidos en una suspensión o pasta de óxidos metálicos.

2. RESINAS PARA RESTAURACIONES DENTALES

2.1 Definición: Material de obturación plástica, permanente, cuya función principal es la restauración estética, son combinaciones tridimensionales de por lo menos dos materiales químicamente diferentes con una interfase definida separando los componentes.

2.2 Composición: Generalmente, una resina compuesta está formada por tres fases:

- a) Fase matriz: El componente principal de la matriz orgánica de todas las resinas compuestas es oligómero como, por ejemplo, el bis-GMA, los Diacrilatos, deu-

retano y un Bis-GMA sin el grupo hidróxi.

Generalmente, se añaden reguladores e inhibidores de la viscosidad para mejorar las propiedades de manejo y el tiempo de almacenamiento. Los iniciadores termoquímicos o fotoquímicos, los aceleradores o los inhibidores de la luz ultravioleta proporcionan la polimerización adecuada y una estabilidad aceptable del color.

- b) Interfase de superficie: Esta fase está formada ya sea por un agente de asociación bipolar generalmente un organosilano que une la matriz orgánica y los rellenos inorgánicos, o por una unión copolimérica u homopolimérica entre la matriz orgánica y el relleno parcialmente orgánico. La magnitud de la adhesión de la interfase y su estabilidad química es decisiva en las propiedades clínicas de cualquier clase de resina compuesta.
- c) Fase dispersa: Se pueden identificar tres clases de partículas rellenas, que proporcionan una base para estructurar un sistema de clasificación operante.
 - a. Macrorrellenos tradicionales: Constan de cuarzo, vidrio, boro-silicato, silicato y cerámica y se obtienen mediante tallado, aplastamiento, o ambos métodos, tamaño de 0.1- 1,00 μ m.
 - b. Micro-rrellenos: (Sílice-pirogena) Son de

aspecto homogéneo, se pueden obtener superficies con gran capacidad para pulimento, aún así ocurre separación de las dos fases invivo a causa del desgaste, la superficie acabada y pulida conservará su tersura y lustre parecidos al esmalte puesto que las irregularidades no son visibles a simple vista.

2.3 Clasificación y Características clínicas:

- a) Resinas compuestas tradicionales: La principal desventaja que presentan se refiere a la unión entre la fase "dispersa" puramente inorgánica y la matriz orgánica. Esta unión es débil, propensa a la hidrólisis y es de difícil acabado. Presenta menor resistencia al desgaste, en poco tiempo las superficies terminadas se tornan ásperas y son una verdadera trampa para la placa bacteriana que ocasionan el primer paso para la inevitable aparición de manchas en el material. Actualmente, casi no se encuentran en el mercado resinas compuestas que sean 100% tradicionales.
- b) Resinas compuestas Híbridas: El híbrido más común de resinas compuestas está formado por una pequeña cantidad de macro-rrellenos tradicionales mezclados directamente con sílice, pirógena, un agente de unión y la fase matriz. La sílice pirógena ha sido añadida a las nuevas y perfeccionadas resinas compuestas tradicionales a fin de reforzar la matriz orgánica y reducir las diferencias en las propiedades entre los

macro-rellenadores inorgánicos y la matriz orgánica sin relleno.

No pueden considerarse como material ideal para la restauración de dientes anteriores debido a sus propiedades en cuanto a superficies producidas, además tiene la desventaja de perder su brillo inicial después de permanecer algún tiempo en la boca.

La duración de éstas es sólo temporal, este tipo de sistema sufre la desintegración química característica a nivel de la inter-fase matriz-macrorrellenador.

- c) Resinas compuestas micro-rellenas homogéneas: Se considera que la inclusión de sílice pirógena a una matriz orgánica proporciona una estructura óptima a las resinas compuestas, por lo menos en cuanto a cualidades de la superficie y resistencia al desgaste. Este nuevo tipo de material suele designarse como "resinas compuestas micro-rellenas homogéneas".

El factor limitante de este sistema de resinas es la propia fase de resina, que sufre deformación plástica y la formación de grietas en tanto que ni la superficie de inter-fase ni la fase dispersa muestran signos de deterioro.

- d) Resinas compuestas micro-rellenas no homogéneas con partículas prepolimerizadas fragmentadas: Para aumen-

tar la carga inorgánica máxima se añaden compuestos prepolimerizados, micro-rellenos y fragmentados sin dañar las propiedades de manipulación y la viscosidad de la mezcla, uno de los propósitos es que la concentración de los micro-rellenadores dispersos de sílice tengan distribución uniforme en toda la resina compuesta cuando sea polimerizada, una desventaja es que quedan pocos enlaces dobles reactivos y por consiguiente el índice de homopolimerización es bajo. Las restauraciones son sensibles al empleo de técnicas inadecuadas determinado que pueden dañarlas fácilmente debido a que las partículas prepolimerizadas se vuelven quebradizas y se observa hidrólisis de la superficie de la inter-fase.

- e) Resinas compuestas micro-rellenas no homogéneas con partículas esféricas prepolimerizadas: Con los complejos esféricos micro-rellenos se puede lograr un mejor relleno de la matriz con resina. Son buenas, aún si el volumen de relleno es elevado. Después de la polimerización del "composite" las esferas están totalmente incorporadas a la matriz por medio de cadenas de polímeros que conectan la matriz orgánica reforzada del micro-relleno con los complejos. Este proceso es conocido como "Red de interpretación". Han demostrado un comportamiento comprometedor, no se han elaborado comercialmente.

- f) Resinas compuestas micro-rellenas no homogéneas con complejos micro-rellenadores aglomerados: Son similares a los micro-rellenadores tradicionales en cuanto a tamaño y propiedades químicas, pero no a estructura, lo cual permite aumentar el contenido de micro-rellenador y proporciona excelentes cualidades de acabado y pulimento; se observa que dichos complejos eran propensos a la hidrólisis, la disolución solía provocar grandes lagunas vacías.
- g) Resinas polimerizadas con luz: La tecnología actual de los polímeros permite ofrecer materiales dentales restauradores a base de resinas en forma de un sistema doble de pastas químicamente polimerizables o bien de una sola pasta fotopolimerizable. En este último grupo primero se utilizó luz ultravioleta como activador para originar la polimerización. Sin embargo, ante la posibilidad de provocar accidentes, la incapacidad de polimerizar la resina, a través de la estructura dental y efecto limitado de polimerización sobre las resinas compuestas micro-rellenas causadas por la intensa dispersión, producidas por las innumerables y diminutas partículas, la luz ultravioleta fue sustituida progresivamente por la luz visible. Entre las ventajas de las resinas compuestas activadas por luz visible cabe mencionar:
1. La polimerización más rápida, más completa y con menos porosidad, al permitir un acabado casi ins-

tantáneo, proporciona excelentes propiedades físicas.

2. Tiempo suficiente de trabajo para hacer restauraciones complicadas.
3. Debido al perfeccionamiento de la técnica, estas resinas mejoran la calidad de la restauración en cuanto a color, transparencia, opacidad y morfología.

2.4 Propiedades: Sin lugar a dudas a partir de la síntesis de las denominadas resinas compuestas, se ha logrado una mejora apreciable en las propiedades físicas generales de éstos polímeros:

- Estabilidad de color
- Cualidades estéticas
- Resistencia
- Superficie más tersa
- Posibilidad de pulimento
- Mínima contracción de polimerización
- Sellado efectivo - unión adhesiva.
- Comportamiento químico favorable

2.5 Factores que afectan el comportamiento clínico: Para sacar ventaja máxima de las propiedades fisico-mecánicas, estéticas y del sellado de las paredes, se hace necesaria una depurada técnica operatoria, la cual hace uso de procedimientos específicos en la preparación cavitaria, así

como la utilización de agentes químicos únicos como son:

- Soluciones ácidas desmineralizantes
- Agentes de unión
- Imprimidores
- Glaceadores
- Elementos de pulimento especiales

El progreso constante de la investigación ha permitido fórmulas novedosas con múltiples aplicaciones clínicas; dichas fórmulas han evolucionado en tres generaciones:

- a) Primera generación: Con alto contenido de material inorgánico (vidrio) y tamaño de partícula relativamente grande (tres- cinco - siete micrón) Ejemplos: Concise-adoptie-restident.
- b) Segunda generación: O resinas compuestas de microrelleno, el contenido de la fase inorgánica menor (50%) y el tamaño coloidal 0.04 micrones. Su característica primordial: una superficie tersa, ejemplo de éste grupo: Silar-tinese-isopast.
- c) Tercera generación: Con distribución de partícula fina y grande de la fase de refuerzo inorgánico. Estos polímeros aunan las propiedades físicas de las resinas de la primera generación, con la característica de tersura superficial. Ejemplo: Miradapt, prismafil-command. Además de estas características, el sistema de activación de las resinas compuestas por medio de luz visible o resinas de fotocurado, facili-

CUADRO N° 4

PROPIEDADES FISICAS DE LOS DIFERENTES SISTEMASMETODO DE POLIMERIZACION

PROPIEDAD	QUIMICA	ULTRAMOLETA	VISIBLE MICRORELLENO	PARTICULA PEQUEÑA
RELLENO INORGANICO (vol x %)	54	55	56	76
RESISTENCIA DE COMPRESION (MN/m ²)	220	242	216	310
MODULO ELASTICO (MN/m ²)	13000	9000	7000	12000
RESISTENCIA DE TENSION (MN/m ²)	47	39	39	40
COEFICIENTE EXPANSION TEMM (/°C)	34	28	25	20
SORCION AGUA 7 dias mg /cm ²	0.65	0.80	0.26	0.20

CUADRO N°5

PROPIEDADES DE LOS SISTEMAS DE RESINAS COMPUESTAS MODIFICADAS

PROPIEDAD	COMPUESTO CONVENCIONAL	COMPUESTO MICRORELLENO	COMPUESTO BAJA VISCOSIDAD
RELLENO INORGANICO (% x volumen)	54	23 - 24	40 - 46
RESISTENCIA COMPRESIVA (MN / m ²)	220	221 - 284	200 - 219
MODULO DE ELASTICIDAD (MN / m ²)	13.000	3200-5400	9.000
RESISTENCIA TENSIONAL (MN / m ²)	47	30 - 56	34 - 38
COEFICIENTE DE EXP. TERMICA (/ °C)	34	46 - 70	46
SORCION DE AGUA 7 dias (mg / cm ²)	0.65	1.26 - 2.20	1.28
PORCENTAJE DEL DESGASTE (10 - 4 m m ³ / m m de viaje)	4.7	12 - 15	13 - 14

tan la técnica operatorio, dando al profesional todo el tiempo disponible para el logro de excelentes resultados de morfología, estética y adaptación. Ejemplos de éste sistema:

Silux	SM
Command	Kerr
Prisma	/Caulk

2.6 Indicaciones clínicas en operatoria: De acuerdo con las indicaciones establecidas por la Sociedad Dental Americana A.D.A., las resinas como material restaurador tienen aplicación en:

- a) Clase III Restauraciones elaboradas en las superficies proximales de dientes anteriores.
- b) Clase V Restauraciones elaboradas en superficies lisas, en el tercio gingival.
- c) Clase IV Restauraciones elaboradas en superficie proximal y orden incisal endientes.
- d) En forma muy limitada, restauraciones de la superficie oclusal clase I o clase II a nivel de premolares, en donde el factor estético es de máxima prioridad.

2.7 Procedimientos Generales:

- a) La técnica operatoria es la misma descrita por Black Preparación de cavidades muy conservativa, de la extensión que tenga la lesión cariosa. Remoción de la dentina cariada, la dentina pigmentada pero no re-

blandecida debe respetarse.

- b) Limpieza de la cavidad con agua tibia, y colocación de una base intermedia protectora de la pared únicamente dejando la periférica en tejido sano libre.

Las bases intermedias más aconsejables son:

- a. Hidróxido de calcio, de las fórmulas resistentes al ataque ácido o al agua. Se dispone de dos fórmulas: Life de la casa Kerr, Renew, de la casa white.
- b) Cemento de policarboxilato de zinc. Esta base es ideal por su buena bio-compatibilidad, resistencia y adhesión. Ejemplos:
 Ceramco-Johnson y Johnson
 Carboxilón - 3 M
 Durelon - premier
 Carbosed - Kerr
- c) Terminado el ángulo cavo-superficial: Es definitivo en términos de adaptación, sellado, estética y en especial como preventivo eficaz de la caries recurrente.
 El bisel debe ser definido a lo largo de toda la ^{pre}periferia en esmalte mediante el uso de una fresa de diamante tronco-cónica del grano fino.

Buonocore menciona que se encuentran entre 30.000 y

40.000 prismas por milímetro² de la superficie del esmalte, este biselado permitirá:

- a. Un margen definido, en donde termina la resina, lo cual facilita su terminado y pulimento.
 - b. Da mayor cuerpo favoreciendo la estética y permitiendo un desvanecimiento del color, evitando así la percepción visual de la línea de unión.
 - c. Exposición de una buena parte de prismas adamantinos particularmente en sus extremos, estos son los más aptos para la formación de micro-poros, por parte de la solución de ácido desmineralizante.
 - d. Previene la percolación, gracias a un sellado efectivo y durable.
- d) Aplicación de las soluciones ácidas desmineralizantes: El esmalte al ser atacado por una solución ácida sufre una disolución selectiva de algunas de sus estructuras, dando como resultado:
- Una superficie limpia
 - Aumento del área superficial para la formación de micro-poros
 - Esmalte inicialmente no reactivos altamente polar y atractivo.

Estudios recientes indican que las soluciones de ácido fosfórico 37%, son las mejores, el tiempo de acción de 15" a 60", la aplicación de la solución ácida se

efectúa mediante una tira pequeña de algodón o mediante un pincel fino si la presentación es un gel. Debe evitarse el flotar la superficie, esto produce un efecto de barrido y cierre de los micro-poros. Pasando el tiempo indicado, debe lavarse profusamente con agua por un tiempo no inferior a 30" para remover el ácido y los depósitos formados.

Se seca completamente el esmalte evitando contaminación con la saliva, con labios, mejilla o lengua, se hace necesario hacer una nueva aplicación del ácido. Esta superficie ya preparada será altamente reactiva y polar y sólo debe contactar con el adhesivo o resina líquida. La cavidad estará lista para recibir el adhesivo y la resina compuesta.

2.8 Manipulación

- a) Resinas Intermedias de Unión: Son materiales de gran fluidez, se adaptarán al esmalte gravado, deben ser mezcladas rápidamente, en caso de sistemas autopolimerizantes, unos 10", y colocada sobre el esmalte gravado durante los 30" que siguen al mezclado debe cubrir sólo el esmalte grabado, con un pincel.
- b) Primers o soluciones imprimidoras: Según los estudios de Bowen, Farley, Jones, Ambar, este es un nuevo agente de unión que reemplaza la resina líquida usada hasta ahora, buscando modificar la superficie dentaria, mejorando la capacidad de humectación, la cual va a

permitir la fluidez íntima del adhesivo.

El imprimidor actuará como un puente de unión al poseer afinidad química tanto con la resina como con el agente dentario.

Los primers o imprimidores de uso odontológico son:

- a. N - Fenil - glicene, propuestos por Bowen y el NPG-GNA diseñado primordialmente para producir una quelación de calcio
- b. Derivados de fosfonatos, de los cuales el más efectivo es el vinil-bensil-fosfonato.

El doctor Takao Fusayana, describe una fórmula novedosa compuesta por dos líquidos:

- Líquido universal: solución de aminas en etanol
- Líquido catalizados: Comonomero Bisigma con peróxido de benzoilo y un ester fosfórico.

Este imprimidor penetra las irregularidades del tejido dentario y se une químicamente al esmalte y dentina.

La casa 3 M a puesto al mercado una solución imprimidora similar y de excelente resultado: El scotch-bond.

- c) Técnicas de mezclado y colocación: Para mezclar los sistemas autopolimerizables 30" son suficientes, antes

de completar este tiempo debe llevarse a la cavidad dentaria, la cual se condensará con espátulas plásticas o de teflón, además de la matriz de acetato de celulosa (mylar).

- d) Terminado: El acabado se hará una vez polimerizada la resina (6" 8') retirando los grandes excesos con una hoja de bisturí. El acabado final con discos de óxido de aluminio (softlex) refrigerados constantemente con un chorro de agua. A fin de lograr superficies de tersura óptima vienen discos en orden decreciente de grano.
- e) Verificación de la oclusión: El éxito clínico de las grandes restauraciones clase IV y de los venecis depende mucho de su relación con la oclusión, ya que éste tipo de restauración debe mantenerse fuera del contacto oclusal.
- f) Glaseado: Antes de hacer el glaseado es necesario volver a grabar el esmalte circundante (1 a 2 mm), después del acabado. Luego se aplica el glaseado (resinas más viscosas) extendiéndolo más allá del borde de la restauración para incluir esta región grabada. Se tendrá cuidado de aplicar una capa lo suficientemente gruesa para poder eliminar la capa inhibida por el oxígeno.
- g) Reparación: Una de las ventajas clínicas importantes

de las resinas es la facilidad de su empleo para hacer reparaciones. Así un defecto marginal o de superficie queda reparado al momento de su colocación y la fuerza de unión creada entre las dos resinas sea óptima. Cuando se repara un borde es necesario volver a grabar el esmalte adyacente.

Para la reparación de las restauraciones que estuvieron en contacto con el medio ambiente bucal es preciso eliminar la superficie de la resina que rodea al defecto para poder disponer de una superficie lo más limpia posible para la adhesión. Luego se procede a grabar el defecto y el esmalte próximo para acabar de limpiar la resina y preparar el esmalte, se requiere el empleo de una resina adhesiva que incremente la unión entre la reparación y la resina restauradora.

2.9 Técnicas que comprenden grabado al ácido

- a) Sellado de surcos y fisuras: La generación actual de resinas está basada en un producto de reacción de metacrilato de bisfenil A y glicidil usando grabados al ácido fosfórico en proporciones que varían entre el 30 y el 60%. Se ha ensayado con éxito una resina de diacrilato uretano. El costo efectividad de los sellantes se está examinando a fondo, especialmente cuando se los usa conjuntamente con métodos preventivos ya existentes.
- b) Revestimiento del esmalte: La hipoplasia, la hipocal-

cificación, la erosión del esmalte y la decoloración dentinal, pueden ser tratadas de manera conservadora utilizándose las técnicas de grabado al ácido. El mayor problema reside en cubrir la decoloración lo que puede lograrse con agentes opacos. En algunos casos, donde la mancha es muy fuerte, como el caso de la hipoplasia severa, o las manchas resultantes de la tetraciclina, es necesario, reducir un poco el esmalte labial para evitar la restauración abultada que puede producir un contorno inadecuado.

- c) Ferulización: En algunos informes recientes, se menciona el valor del procedimiento de grabado al ácido para fijar los dientes utilizándose resina composite. Cuando se aplica a las superficies linguales o labiales y a las caras linguales de los dientes móviles y de los soportes firmes, esta técnica ofrece un método simple que supera las desventajas de los métodos convencionales que son, pobres en apariencia.

En un informe reciente, el 37% de la férula composite estudiadas durante un período de tres años, mostraron una única fractura inter-dental del material de la férula, pero las férulas permanecieron firmes y mostraron tolerancia gingival excelente.

Después de realizar este trabajo puedo concluir que aún no se ha determinado un material de obturación plástico que se adhiera perfectamente al esmalte dental, pero en la actualidad existen materiales que ofrecen en gran parte las propiedades que buscamos de éstos materiales, como son: estabilidad estructural, resistencia, sellado efectivo, comportamiento clínico favorable, el progreso constante de la investigación ha permitido fórmulas novedosas actualmente están en uso y algunas en prueba.

- Las resinas compuestas han demostrado superioridad como material estético restaurador, gracias a sus propiedades físico-mecánicas-estéticas y en especial su buena capacidad adhesiva debido al empleo de nuevos agentes de unión o soluciones imprimidoras, que reemplazan la resina líquida usada hasta ahora logrando penetrar las irregularidades del tejido dentario uniéndose químicamente a esmalte y dentina.
- Buscando evitar los inconvenientes que presentan las amalgamas antiguas como son desadaptación, corrosión, baja resistencia, se ha determinado una nueva fórmula para crear las amalgamas mejoradas que contra-restan radicalmente los anteriores inconvenientes y ofreciendo gran resistencia y estabilidad estructural nos ofrecen un comportamiento clínico favorable en nuestra práctica.

- El material de obturación por sí sólo no brinda las propiedades que ofrece, se requieren elementos coadyugantes para lograrlo entre ellos lo que depende del odontólogo y de la estructura dentaria remanente.
- Como odontólogos debemos tener presente y conocer los efectos que conlleva una inadecuada manipulación del mercurio en el consultorio para evitar aún nuestro propio daño.

