



136
21

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

MATERIALES PARA RECONSTRUCCIÓN
DE DIENTES EN PROTESIS FIJA

T E S I N A
QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
CIRUJANO DENTISTA
P R E S E N T A :
ADRIANA LECHUGA SANCHEZ



TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

136
21

ASESOR: C.D. MARIA GUADALUPE GARCIA BELTRÁN

MÉXICO, D. F.

NOVIEMBRE DE 1997.



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

A DIOS POR PERMITIRME VIVIR ESTE MOMENTO.

A LA UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO Y A LA FACULTAD
DE ODONTOLOGÍA POR DARMÉ LA OPORTUNIDAD DE REALIZAR ESTA
TESA.

A MI ASESORA GUADALUPE GARCÍA B. POR SUS VALIOSOS CONSEJOS.

A JESÚS POR TODO SU APOYO Y COMPRENSIÓN.

GRACIAS

DEDICATORIAS

A MIS PADRES ALBERTO Y BERTHA. SIEMPRE SON MI MAJOR FUENTE DE INSPIRACION. GRACIAS POR SU AMOR Y COMPRESION. LOS AMO "DEL TALLADO DEL CIELO". GRACIAS POR SER UNA PAREJA INIMITABLE. SIEMPRE ME HAN HECHO MUY FELIZ. GRACIAS POR TODOS SUS ESFUERZOS. ESTO ES EL FRUTO DE SU DEDICACION Y TAMBIEN ES SU TRUFINO.

A MARÍA GRACIE POR SU LUCHA Y POR SU EJEMPLO. "ERA UNA MUJER ADMIRABLE" LA SIEMPRE.

A SONIA (POR APOYARME EN TODO MOMENTO, PERDONARME POR LOS CRIBOS NO OBTENIDOS). BERTHA MARTIN. LUIS. LUISO Y TODO LOS SIEMPRE.

A LA FAMILIA GUERRA PÉREZ, A TODOS Y CADA UNO DE SUS INTEGRANTES. GRACIAS POR TODOS LOS MOMENTOS COMPARTIDOS Y POR SOPORTARME TAMPOCO LOS SIEMPRE.

A JESÚS. ESA PERSONA ADMIRABLE A SIEMPRE AMO. GRACIAS POR TU AMOR. GRACIAS PORQUE A TU LADO HE VIVIDO LO MEJOR DE MI VIDA "7E AMO". GRACIAS POR TODO TU APOYO Y COMPRESION. "AMIGOS DE VERDAD".

"JUNTA DESCOVERIRÁS NUEVOS HORIZONTES. SI NO TIENES EL VALOR DE ABRIR TUS ALAS".

ADRIANA

**MATERIALES PARA
RECONSTRUCCIÓN DE DIENTES EN
PRÓTESIS FIJA**

ÍNDICE

	Pág.
INTRODUCCIÓN	vi
CAPITULO 1	
PREPARACIÓN DENTARIA	8
1.1 Principios de tallado	9
1.1.1 Preservado de la estructura dentaria	9
1.1.2 Retención y estabilidad	10
1.1.3 Solidez estructural	12
1.1.4 Perfección de los márgenes	13
Bibliografía	16
CAPITULO 2	
IONÓMERO DE VIDRIO	17
2.1 Composición	18
2.2 Reacción de fraguado	19
2.3 Propiedades mecánicas	21
2.3.1 Resistencia a la compresión	21
2.3.2 Resistencia a la tracción	21
2.3.3 Resistencia a la flexión	21
2.3.4 Dureza	22
2.3.5 Resistencia a la abrasión	22
2.3.6 Resistencia a la fractura	22
2.3.7 Influencia de la relación polvo/ líquido	22
2.4 Propiedades fisicoquímicas	23
2.4.1 Biodegradabilidad	23
2.5 Propiedades biológicas	24
2.5.1 Biocompatibilidad	24

	Pág.
2.5.2 Liberación de flúor	24
2.5.3 Adhesión a esmalte y dentina	25
2.6 Clasificación	25
2.7 Ionómero de vidrio tipo II. Restaurador reforzado	27
• Descripción	27
• Proporción polvo/líquido	28
• Tiempo de fraguado o maduración	28
• Liberación de fluoruro	28
• Compatibilidad pulpar	28
• Propiedades físicas	28
Bibliografía	30
Hemerografía	31
CAPITULO 3	
COMPOSITES	32
3.1 Componentes	33
3.1.1 Matriz orgánica	33
3.1.2 Relleno	33
3.1.3 Agentes de unión	34
3.2 Mecanismos de polimerización	35
3.2.1 Resinas de activación química	35
3.2.2 Resinas fotoactivadas	35
3.2.3 Ventajas de la fotopolimerización	35
3.2.4 Condiciones para una fotopolimerización correcta	36
3.2.5 Inconvenientes del uso de fuentes luminosas para la fotopolimerización	36
3.2.6 Lámparas de fotopolimerización	37
3.3 Clasificación	37
3.3.1 Composites convencionales	38
3.3.2 Composites de microrrelleno	38
3.3.3 Composites híbridos	39

	Pág.
3.4 Propiedades mecánicas	39
3.4.1 Resistencia a la compresión	39
3.4.2 Resistencia a la tracción	40
3.4.3 Módulo de elasticidad	40
3.4.4 Dureza	40
3.4.5 Resistencia a la abrasión	40
3.5 Propiedades físicas	41
3.5.1 Expansión térmica	41
3.5.2 Contracción de polimerización	41
3.5.3 Absorción de agua	41
3.5.4 Porosidad	42
3.6 Propiedades estéticas	42
3.7 Propiedades de radiopacidad	43
3.8 Propiedades biológicas	43
3.9 Adherencia al diente	43
3.9.1 Tipos de adherencia	43
3.9.2 Adhesión al esmalte	44
3.9.3 Adhesión a la dentina	45
Bibliografía	46
CAPITULO 4	
AMALGAMA DENTAL	47
4.1 Composición	487
4.2 Morfología de las partículas	49
4.3 Clasificación	50
4.3.1 Aleaciones con bajo contenido de cobre	50
4.3.2 Aleaciones con alto contenido de cobre	50
4.3.3 Aleaciones mezcladas	51
4.3.4 Aleaciones de composición única	51
4.4 Proporción aleación-mercurio	51

	Pág.
4.5 Cambio dimensional	52
4.6 Efecto de la contaminación con humedad	52
4.7 Resistencia	52
4.8 Efecto de la trituración	53
4.9 Condensación	53
4.10 Retención de la amalgama	53
Bibliografía	55
Hemerografía	56
CAPITULO 5	
APLICACIÓN PROTESICA DE LOS MATERIALES DE RECONSTRUCCIÓN	57
5.1 Reconstrucción de dientes anteriores	58
5.2 Reconstrucción de dientes posteriores	59
5.3 Reconstrucción con Amalgama	60
5.4 Reconstrucción con Composites	61
5.5 Reconstrucción con Ionómero de Vidrio	63
Bibliografía	65
CONCLUSIONES	66
BIBLIOGRAFÍA	67
HEMEROGRAFÍA	68

INTRODUCCIÓN

Las estructuras dentales con daños extensos, ya sea por fracturas, caries o tratamientos endodónticos en donde fue necesario un acceso amplio, tienen una reducida corona clínica para la retención de la restauración final.

La retención que la estructura dental pierde debe de ser compensada de alguna manera para que pueda ser colocada la restauración final, ya que habitualmente esta retención es lograda con los tallados convencionales como cajas, surcos o paredes axiales en oposición y la insuficiente cantidad de dentina y esmalte remanente, no permiten realizar este tipo de retenciones, es necesario que lo que resta del diente sea tratado de manera especial para prevenir su posterior fractura.

Se pueden utilizar técnicas para reforzar dientes vitales y no vitales. En el caso de dientes no vitales se reconstruye un muñón artificial con espiga, cuando queda poca o ninguna corona clínica y cuando hay menos destrucción, o la raíz no es favorable, se puede construir un muñón artificial de amalgama, composite o ionómero de vidrio.

En los dientes vitales se puede reconstruir con una base de amalgama, composite o ionómero de vidrio.

Si bien, anteriormente se utilizaban pins autorroscables para la reconstrucción con amalgama o composite, la aparición de nuevos materiales con cualidades adhesivas han dado un giro a las técnicas de reconstrucción, el ionómero de vidrio y los composites son materiales que se pueden adherir a la estructura dentaria, en cuanto a la amalgama, han surgido adhesivos que se adhieren a ella y a la dentina. Gracias a estos materiales la preservación de la estructura dentaria remanente se ha extendido.

Los materiales utilizados para la reconstrucción de dientes muy destruidos serán descritos en esta tesis.

CAPÍTULO 1

PREPARACIÓN DENTARIA

Después de la remoción de las viejas restauraciones, bases y tejido dentario cariado, es necesario evaluar la futura restauración, para establecer si la estructura dentaria remanente sana permanecerá firme y sólida después de que sea efectuada la preparación del diente (1).

La preparación debe llevarse a cabo conservando tanta estructura dentaria como sea posible. Uno de los mayores problemas que se presenta para la reconstrucción de dientes extensamente dañados es la retención de la restauración, ya que, debido a esta destrucción extensa, no es posible utilizar paredes axiales en oposición, cajas o surcos para conseguir la necesaria retención y es necesario entonces, compensar una longitud inadecuada, cúspides mutiladas o ausentes, e incluso, en casos extremos, una corona clínica ausente, con sustituciones o auxiliares de retención (2).

A diferencia de la restauración típica, que obtiene la retención principalmente de las paredes cavitarias, el diente comprometido requiere que se establezca una retención sustituta (1).

1.1 PRINCIPIOS DE TALLADO:

1.1.1 Preservado de la estructura dentaria

La preservación de las estructuras dentarias requiere el tallado de algunas determinadas zonas para prevenir la posterior fractura incontrolada de un gran fragmento. La restauración, aparte de substituir los dientes perdidos, debe preservar lo que queda de ellos. Las superficies del diente que no sea necesario tocar para lograr una restauración sólida y retentiva, deben conservarse (1), (2).

1.1.2 Retención y estabilidad

La retención evita la movilización de la restauración a lo largo de su eje de inserción o eje longitudinal de tallado, como se muestra en la figura 1.1 (2).

La estabilidad evita la dislocación de la restauración por fuerzas oblicuas o de dirección apical, e impide cualquier movimiento de la restauración sometida a fuerzas oclusales.



Figura 1.1 La unidad básica de retención es el conjunto formado por dos superficies opuestas

Por lo tanto en dientes muy destruidos es necesario emplear medidas retentivas que substituyan el tejido perdido, con el fin de ganar retención para las restauraciones. Porque mientras sea más grande la superficie de la preparación hay mas posibilidades de retención (Figura 1.2).

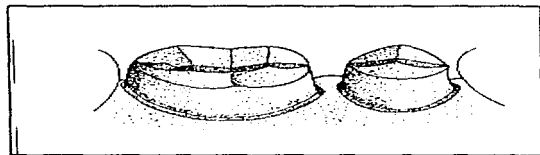


Figura 1.2 Una preparación completa para un molar, será más retentiva que la de un premolar, porque el molar tiene mayor superficie.

Si la concididad o divergencia de las paredes opuestas se va incrementando de 0 a 10 grados, la retención disminuye considerablemente (2):

La retención es mejor si se limita el número de direcciones en que la restauración puede ser insertada o retirada del diente preparado. La máxima retención se consigue cuando sólo hay una dirección de entrada y salida. Por el contrario una preparación con un número ilimitado de direcciones de inserción, será menos retentiva (Figura 1.3).

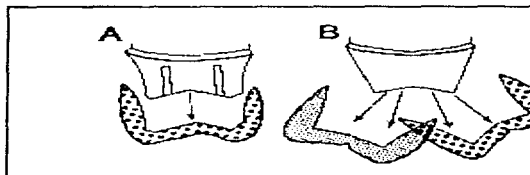


Figura 1.3 Limitando el número de direcciones de entrada o salida de la restauración se mejora la retención. A) Una sola dirección B) Varias direcciones.

La longitud de la preparación (de oclusal a gingival) es un elemento primordial, tanto para la retención como para la estabilidad de las restauraciones. Una preparación más larga tendrá más retención porque hay más superficie, opuestamente a una preparación con paredes cortas que no interfieren los desplazamientos, que tienden a ladear las restauraciones.

“La altura tiene que ser lo suficientemente grande, como para interferir con el arco que describiría el colado si pivotara alrededor de un punto situado en el margen del lado opuesto al que se considera” (2) (Figura 1.4). Es posible restaurar un muñón de poca altura, si éste es de diámetro pequeño, la estabilidad puede ser mejorada añadiendo surcos en sus paredes axiales.

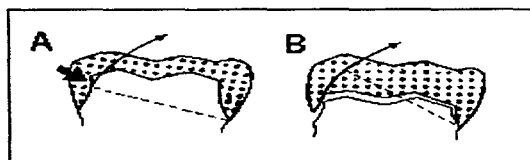


Figura 1.4 Las paredes de una preparación alta (A) interfieren mejor los desplazamientos de la restauración que los de una baja (B).

El eje de inserción es la línea imaginaria a lo largo de la cual puede colocarse la restauración en su sitio o retirarse de él. El eje de inserción se considera en dos planos: en el buco-lingual y en el mesio-distal. En el primero se puede afectar la estética de una corona. En el segundo, la inclinación del eje de inserción de la preparación debe ser paralelo a los contactos proximales adyacentes, o el paso estará impedido (Figura 1.5) (2)

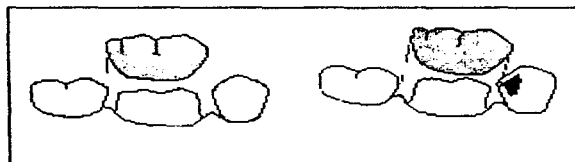


Figura 1.5 El eje de inserción debe ser paralelo a los contactos proximales o el paso estará impedido.

1.1.3 Solidez estructural

Uno de los parámetros más importantes para conseguir el grueso y solidez del metal para la restauración es el espacio interoclusal. "Debe haber un espacio de 1.5mm en las cúspides funcionales y 1mm en las no funcionales"(2).

Cuando se realizan los tallados de la estructura dentaria es necesario, respetar los planos de inclinación de la superficie oclusal, para no causar una excesiva reducción del muñón.

El biselado de la cúspide funcional es necesario para dar espacio a la restauración, la falta de este espacio ocasiona que la restauración tenga zonas delgadas, se perforo o que tenga un contorneado excesivo (Figura 1.6).

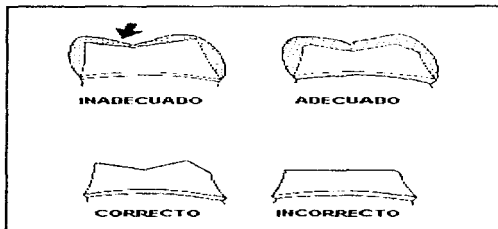


Figura 1.6 La reducción oclusal debe de reproducir los planos inclinados fundamentales para proveer el necesario espacio para el debido grosor de metal.

1.1.4 Perfección de los márgenes

Las restauraciones deben de tener sus márgenes perfectamente adaptados a la línea de terminación del tallado de la estructura dental, para impedir microfiltraciones.

El chaflán curvo es la terminación gingival predilecta para las restauraciones metálicas. Se talla con la punta de una fresa diamantada cónica larga al mismo tiempo que se reducen las caras axiales (Figura 1.7).

El hombro es la línea de terminación de elección para la corona jacket de porcelana. Es una línea netamente definida, plana de unos 90° . Esta proporciona firmeza frente a las fuerzas de la masticación y minimiza los sobreesfuerzos que pudieran llevar a la fractura de la porcelana. Esta terminación no es buena elección para las restauraciones en metal, porque da lugar a una junta a tope entre la restauración y el diente (Figura 1.8)

El bisel es un hombro modificado, la línea formada no da un ángulo de 90° entre la superficie exterior del diente y la zona tallada. Es la línea de terminación óptima para las coronas metal porcelana (Figura 1.9).

La terminación en filo de cuchillo permite un margen agudo de metal, pero es más susceptible de sufrir distorsiones, cuando es sometido a fuerzas oclusales, además de que no existe una línea bien definida de terminación, sino que se desvanece (2).

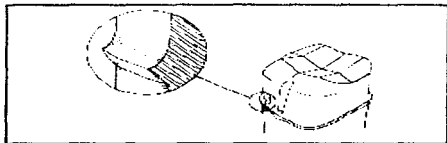


Figura 1.7 Terminación en Chaflán.

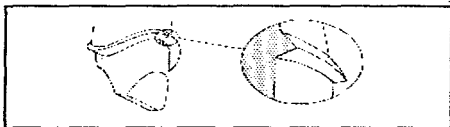


Figura 1.8 Terminación en Hombro.

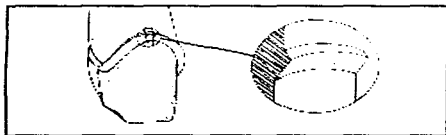


Figura 1.9 Terminación en Bisel.

BIBLIOGRAFÍA

1. Malone William F.P. Tylmans Teoria y práctica en prostodoncia fija. Actualidades odontológicas Latinoamérica. 8a. Edición. 1991. Pág. 30.
2. Shillingburg/ Hobo/ Whitsett. Fundamentos de prostodoncia fija. La prensa Medica Mexicana. 1990. Pág. 67 - 99.

CAPÍTULO 2

IONÓMERO DE VIDRIO

Los ionómeros de vidrio fueron desarrollados en Inglaterra por Wilso y Kent en 1972.

El ionómero de vidrio es considerado un híbrido de silicato y del policarboxilato, obteniendo de ellos su capacidad para liberar iones flúor y su adhesión específica al diente y algunos metales (1).

Son cementos con base agua, también conocidos como poliácido de vidrio. Su composición y estructura después del endurecimiento les proporcionan propiedades físicas, mecánicas y químicas interesantes, son biocompatibles y parcialmente estéticos, liberan fluoruros cariostáticos y se adhieren a la dentina (2).

2.1 COMPOSICIÓN

Están formados por dos componentes:

- Un polvo de un vidrio complejo de aluminio-silicato de calcio, preparado por fusión de una mezcla de aluminio y de sílice en un flujo de fluoruro de calcio, de sodio y de aluminio, que contienen igualmente fosfatos (3). El producto fundido de apariencia blanco lechosa es enfriado bruscamente y molido hasta obtener un polvo finamente pulverizado (3).
- Una solución poliácido que contiene:

54% de agua

9% de ácido tártrico

37% de copolímero, mitad de ácido acrílico y mitad de ácido maleico

(2).

Contienen óxido de bario, lo que los hace radiopacos.

Actualmente existen 2 tipos de cementos de ionómero de vidrio:

- ⇒ Los cementos convencionales preparados a partir de un polvo de vidrio y de una solución de poliácidos.
- ⇒ Los cementos más recientes endurecidos con agua y en los que los poliácidos se incorporan en forma deshidratada (2). Estos presentan mayores ventajas debido a la facilidad de mezclado, disminución del espesor de película y menor tiempo de endurecimiento a la temperatura de la cavidad oral (3).

Una de las modificaciones más importantes desde la aparición del primer cemento de ionómero de vidrio es que el poliácido es deshidratado y luego de triturado, se lo incorpora al polvo de vidrio. Para la preparación del cemento, el polvo debe ser hidratado, agregando agua destilada o una solución acuosa diluida de ácido tartárico (3).

2.2 REACCIÓN DE FRAGUADO

Al mezclar el polvo y el líquido se origina una reacción que da como resultado un cemento consistente en partículas de vidrio, rodeadas y sostenidas por una matriz que emerge de la disolución de las partículas de vidrio en el ácido. Esta matriz contiene partículas de cristales parcialmente reactivo rodeado de un gel de sílice y sales complejas (1), (3).

Los iones calcio primero y los de aluminio después se unen al poliácido formando sales insolubles y notablemente más fuertes, que formarán la matriz final (1), (3). El fraguado inicial y la gelación se debe a la presencia de sales de

calcio que se generan dentro de las primeras tres horas, mientras que las de aluminio continúan formándose hasta cuarenta y ocho horas después, siendo las responsables del endurecimiento final (2), (3).

El fluoruro inicialmente se usa como fúndente en la fabricación de partículas de vidrio y ha demostrado ser una parte esencial de la reacción de fraguado transfiriendo iones que se unirán al poliácrlilato (1), (3).

La presencia del ácido tártrico es fundamental porque actúa como un acelerador facilitando el desplazamiento de iones (2), (3).

La estructura después del fraguado. A lo largo de la reacción, entre un 20 y un 30% del vidrio se descompone por el ataque ácido. Las partículas más pequeñas de vidrio quedan aprisionadas por el gel de sílice hidratado. Las partículas más gruesas presentan un núcleo vídrioso rodeado por el mismo gel de sílice, ya que sólo han sufrido un ataque superficial (2).

Aproximadamente el 24% del cemento fraguado es agua, y al menos hasta que la formación de las cadenas de aluminio y poliácrlilato esté bien adelantada, puede ser absorbida más agua por las cadenas de calcio y poliácrlilato solubles al agua. Alternativamente, si al cemento se le deja expuesto al aire, el agua se perderá.

La reacción química inicial, es en realidad muy prolongada. El fraguado inicial se puede alcanzar a los 4 minutos. Sin embargo, la completa maduración y resistencia al agua se conseguirán hasta al menos 2 semanas para los cementos de fraguado rápido y posiblemente 6 mese para los estéticos de fraguado lento (1) (Figura 2.1).



Figura 2.1 Estructura después del fraguado.

2.3 PROPIEDADES MECÁNICAS

2.3.1 Resistencia a la compresión

Aumenta rápidamente durante la primera hora y después de forma constante durante al menos 24 horas; a partir de ese momento el aumento es poco significativo. Los ionómeros de vidrio de restauración resisten una compresión de 140-195 MPa. La resistencia de la compresión es generalmente inferior a los 200 MPa tras 24 horas. A modo de comparación, la resistencia a la compresión de los composites oscila entre 200 y 390 MPa, y la de las amalgamas varía entre 300 y 350 MPa. La dentina es de 280 MPa (2)

2.3.2 Resistencia a la tracción

Entre 12 y 18 MPa a las 14 horas para los ionómeros de vidrio de restauración, y entre 6.5 y 14 para los de sellado (2).

2.3.3 Resistencia a la flexión

Es variable según los productos: alcanza valores de 9-30 MPa a las 24 horas para los materiales destinados a la obturación de cavidades, y alrededor de 15.5 MPa para los materiales de sellado (2)

2.3.4 Dureza

La dureza de los ionómeros de vidrio (100 knoop) es comparable a la de los composites y parecida a la de las amalgamas (dureza del esmalte: 300 knoop; dureza de la dentina: 65 knoop) ⁽²⁾

2.3.5 Resistencia a la abrasión

La presencia de partículas de plata finamente espolvoreadas en la superficie del vidrio, como en el cemento restaurador reforzado tipo II.2, incrementa la resistencia a la abrasión, siendo similar a la de la amalgama y el composite ⁽¹⁾

2.3.6 Resistencia a la fractura

La versión restauradora reforzada tipo II.2 es útil para reconstruir un muñón, porque es posible proceder inmediatamente a la preparación final del diente. Sin embargo, el cemento requiere considerable apoyo de estructura dental remanente ⁽¹⁾

2.3.7 Influencia de la relación polvo-líquido

El correcto manejo y la adecuada relación de polvo y líquido es uno de los factores más importantes en las propiedades físicas finales ^{(1), (3)}

El exceso de polvo da como resultado una mezcla dura con bajas propiedades de adhesividad y solubilidad prematura. Inversamente el exceso de líquido altera las características del cemento, retardando el tiempo de fraguado, con pérdida del contorno de la obturación, erosión temprana, agrietamiento y erosión temprana ⁽³⁾

Existen varias marcas y la relación polvo-líquido debe de ser de acuerdo a las indicaciones del fabricante. Se deben de seguir las indicaciones del fabricante y ser muy estrictos al dispensar la proporción polvo líquido; de igual manera hay que apearse a los tiempos que señala en cuanto al tiempo de mezcla, de trabajo y fraguado (a).

Cuando la preparación de la mezcla es manual, es necesario extremar los cuidados en la medición, usando dispensadores que relacionen la cantidad de polvo necesaria para el líquido. Para evitar estos inconvenientes es recomendable utilizar cápsulas predosificadas. De esta manera se asegura una mezcla apropiada (1), (2), (3).

2.4 PROPIEDADES FISICOQUÍMICAS

2.4.1 Biodegradabilidad

- Degradación hídrica. La hidratación temprana después de la mezcla del líquido y el polvo deteriora el material, durante el período inicial del fraguado, exigen una protección de superficie (2). El agua absorbida al inicio del fraguado debilita la matriz. El número de enlaces a nivel de la matriz, así como las propiedades mecánicas y estéticas, se ven afectadas (2).
- Degradación en ácidos. Los ionómeros de vidrio presentan en medio ácido una degradación menor que los cementos policarboxilato de cinc y los silicatos, pero su solubilidad es más importante que la de los composites clásicos (2).
- Degradación electroquímica. Los ionómeros de vidrio no se corroen (2).

2.5 PROPIEDADES BIOLÓGICAS

2.5.1 Biocompatibilidad

Pulpar. Se ha sugerido que el gran tamaño de la larga cadena molecular reduce la posibilidad de que el ácido penetre en los túbulos dentinarios (1), (2), (3). Por lo general, cuando existe un espesor razonable de dentina remanente entre el piso cavitario y la cámara pulpar no es necesario el uso de un aislamiento dentino-pulpar. Si existe una posibilidad de acceso a la pulpa, en zonas cavitarias profundas se debe utilizar una protección, procurando que el área que va a cubrirse sea mínima para que no interfiera con la unión química entre el cemento y la dentina (1), (3). Se ha comprobado que las reacciones pulpaes con ionómero de vidrio son leves en comparación con las que se producen con fosfato de zinc (4).

Una dosificación correcta, una técnica de mezclado conveniente y la conservación de una ligera humedad dentinaria, permiten la prevención de cualquier intolerancia pulpar (2).

2.5.2 Liberación de flúor

Inicialmente el fluoruro se usa como fúndente durante la fabricación del vidrio, en el que queda incorporado.

Pero existe una importante liberación de fluoruro después de la mezcla con ácido polialquenoico, creándose un flujo continuo a partir de la matriz, después de su colocación, pero como el fluoruro no es parte de esta matriz, la liberación de este no es perjudicial para la propiedades físicas finales (1)

El fluoruro actúa alterando la composición de la placa bacteriana por inhibición enzimática del metabolismo intermedio de los hidratos de carbono (2). Lo

que les confiere a los cementos de ionómero de vidrio un efecto anticariogénico continuo (2).

2.5.3 Adhesión a esmalte y dentina

Existe una capa de intercambio iónico, entre el cemento el esmalte y/o la dentina a nivel de iones de calcio, visible con el microscopio electrónico de barrido (1).

Las fuerzas de adhesión pueden ser aumentadas si se acondiciona la superficie del diente. Según Mount "La superficie se acondiciona con ácido poliacrílico al 10% durante 15 segundos lo cual eliminará cualquier detrito que quede y preactivará los iones calcio en la dentina" (1). Por otra parte si la adhesión química no es necesaria, tampoco lo es el acondicionamiento cuando se va utilizar como base intermedia (1).

Una opción para eliminar el barro dentinario es la aplicación de un mineralizante como el ácido tánico al 25%, que propiciara la unión de la capa de barro dentinario a la dentina y esmalte subyacente y sellar los túbulos dentinarios (1).

Hay dos ventajas cuando se usa el ácido poliacrílico para acondicionar la dentina. La primera es que ya que es el ácido el empleado en el propio cemento, cualquier residuo involuntario, no interferirá en la reacción de fraguado, y la segunda se ha sugerido que el ácido poliacrílico puede preactivar los iones calcio.

2.6 CLASIFICACIÓN

Esta clasificación es manejada por Graham Mount en el Atlas práctico de cemento de Ionómero de vidrio, 1990.

Tipo I. Cementos selladores

- Para el cementado de coronas, puentes e inlays.
- Relación polvo/líquido de aproximadamente 1,5:1.
- Fraguado rápido con pronta resistencia a la absorción de agua.
- Espesor final de la película de 2,5 micras.
- Radiopaco.

Tipo II. Restaurador

II.1. Estética restauradora.

- Para cualquier aplicación que requiera una restauración estética. La única limitación es que no reciba una carga oclusal excesiva.
- Relación polvo/líquido 2,5:1 a 6,8:1.
- Buena gradación de colores.
- Prolongada reacción de fraguado y, por lo tanto, queda sujeto a absorción y pérdida de agua durante al menos 24 horas después de la colocación; necesita una protección inmediata del medio ambiente oral.
- Radiolúcido.

II.2. Restaurador reforzado.

- Para usar cuando las consideraciones estéticas no sean importantes, pero que se requiera un fraguado rápido y altas propiedades físicas.
- Relación polvo/líquido de 3:1 a 4:1.
- Rápido fraguado, con pronta resistencia a la absorción de agua, y, por tanto, puede ser pulido inmediatamente después de la colocación; permanece susceptible a la deshidratación durante 2 semanas después del fraguado inicial.

- Radiopaco.

Tipo III. Cementos protectores

- Para usar como un material protector estándar debajo de todos los otros materiales restauradores y se recomienda para proporcionar adhesión a la dentina para el composite.
- Relación polvo/líquido de 1,5:1 a 4:1.
- Las propiedades físicas se incrementan a medida que aumenta el contenido de polvo.
- Carece de propiedades estéticas.
- Radiopaco.

2.7 IONÓMERO DE VIDRIO TIPO II.2 RESTAURADOR REFORZADO

Este ionómero será más ampliamente descrito porque es el que interesa para la aplicación protésica.

Descripción

La fuerza compresiva y la resistencia a la fractura han sido mejorados en este material. La adhesión al esmalte y a la dentina queda ligeramente reducida, debido a la presencia de partículas de plata microfinas, y mejoran la resistencia a la abrasión. Gracias a su rápido fraguado, y la rápida resistencia a la absorción de agua, y a su radiopacidad, tienen muchas aplicaciones como lo son para las restauraciones clase I, túneles y reconstrucción de muñones previos a la colocación de coronas y reparación de restauraciones que aún se consideran útiles (1).

Proporción polvo/líquido

Es importante. Se suministra por el fabricante con una proporción de 4:1 en cápsulas predosificadas. Por la consistencia espesa y pegajosa del cemento se sugiere utilizar una jeringa para su colocación (1)

Tiempo de fraguado o maduración

Es un cemento de fraguado rápido con cierta resistencia a la absorción de agua a los 5 minutos desde el inicio de la mezcla. Puede ser recontorneado y pulido para el acabado final bajo spray a partir de los 6 minutos del inicio de la mezcla. Pero no es resistente a la pérdida de agua y riesgo de deshidratación o agrietamiento durante al menos 2 semanas después de su colocación. Debe por lo tanto, protegerse con resina adhesiva fotopolimerizable para mantener el equilibrio hídrico (1)

Liberación de fluoruro

La liberación de fluoruro es similar a la de otros tipos de cemento de ionómero de vidrio, a pesar de la presencia de partículas de plata (1)

Compatibilidad pulpar

El contacto directo con la pulpa está contraindicado y debe colocarse una pequeña cantidad de hidróxido de calcio sobre la pulpa en caso de que la dentina sea de un espesor menor a 0.5mm (1)

Propiedades físicas

La resistencia a la tracción y a la fractura es comparable a la de los cementos de ionómero normales, pero debe haber un buen soporte de la

estructura dental residual. La resistencia a la abrasión es comparable a la de la amalgama y al mejor de los composite (1)

BIBLIOGRAFÍA

1. **Mount, Graham.** Atlas práctico de cementos de ionómero de vidrio. Guía clínica. Ed. Salvat. Barcelona 1990. Pag. 1-22, 54-65.
2. **Roth, Françoise.** Los composites. Ed. MASSON. Barcelona 1994. Pag.74-85
3. **Uribe, Echevarria Jorge.** Operatoria Dental Ed. Ediciones Avances Médico Dentales. Madrid 1990. Pag. 195-198.

HEMEROGRAFÍA

a) Moran Reyes Alejandra. Ionómeros de vidrio. Dentista y paciente. Volumen 1
No. 11. Mayo 1993. Pág 14-16.

CAPÍTULO 3

COMPOSITES

Estos materiales compuestos están formados, de dos ingredientes insolubles uno en el otro. La combinación proporciona un material con propiedades superiores o intermedias a las de los componentes originales si se consideran por separado ⁽¹⁾

3.1 COMPONENTES

Contienen un gran número de componentes. Los principales son matriz de resina y partículas inorgánicas de relleno; después de estos dos componentes, hay varios que son fundamentales para mejorar la utilidad del material. Se requiere de un agente de unión que proporcione una adhesión entre los dos componentes principales y un sistema para activar la polimerización. Otros aditivos mejoran la estabilidad del color y evitan la polimerización temprana ⁽¹⁾

El composite se caracteriza por su estructura, que incluye:

3.1.1 Matriz orgánica (resina)

Representa del 30 al 50% del volumen total del material. El BIS-GMA o matriz de Bowen es la matriz más frecuentemente utilizada ^{(1), (2)}.

3.1.2 Relleno

El relleno es una fase dispersa de alta resistencia mineral u organomineral, de granulometría y porcentajes variables ⁽²⁾. La incorporación de estas partículas a la matriz de resina mejora las propiedades del material y su misión principal es proporcionar a la matriz sus propiedades mecánicas y físicas ^{(1), (2)}. Disminuye la contracción de polimerización, la sorción de agua, el coeficiente de expansión térmica; las propiedades mecánicas, como resistencia a la compresión, a la

tracción y módulo de elasticidad, resultan mejoradas, así como la resistencia a la abrasión (1).

Las partículas de relleno están compuestas por gránulos, cuarzo o vidrios triturados que producen glóbulos de 1 a 5 . Se trata de los macrorrellenos (1), (2).

La sílice coloidal, que presenta la ventaja de ser fácilmente fragmentable, permite la obtención de partículas muy pequeñas, de tamaño inferior a 0.1. Son los microrrellenos (2).

Los microrrellenos y macrorrellenos pueden combinarse en el interior de un composite, que se denomina entonces híbrido. La ventaja de este tipo de composición es el aumento del porcentaje de relleno, lo que le otorga unas propiedades mecánicas y físicas superiores (2).

3.1.3 Agentes de unión

Es importante que las partículas de relleno se unan a la matriz de resina. Esto permite que la fase orgánica reparta y transmita las fuerzas hacia la fase mineral que será la que resista la deformación. La aplicación del agente de unión mejora las propiedades físicas y mecánicas, además de proporcionar una estabilidad hidrolítica al impedir que penetre agua en la interfase resina-relleno (1), (2).

En concreto, la superficie del relleno se trata con un agente adhesivo, generalmente un silano, siendo el más común el metacrilato-oxipropil-trimetil-silano (2).

3.2 MECANISMOS DE POLIMERIZACIÓN

Las reacciones son de tipo químico o fotoquímico.

3.2.1 Resinas de activación química (autopolimerización)

“Los materiales de este tipo se presentan en dos pastas, una de las cuales contiene el activador, peróxido de benzoilo, y la otra el acelerador, que es una amina. Cuando se espatulan las dos pastas, la amina reacciona con el peróxido de benzoilo y forma radicales libres e inicia la polimerización” (2)

3.2.2 Resinas fotoactivadas (fotopolimerización)

Se basa en el uso de fotones. La fotopolimerización permite la mejora de las propiedades físicas y mecánicas del composite, por la ausencia del mezclado. El sistema para iniciar los radicales libres consta de una molécula de activador amina, que contiene la pasta. El catalizador y el acelerador pueden coexistir, ya que son inactivos, mientras no haya aporte de energía luminosa, por lo cual estas resinas se presentan en una sola pasta (1), (2)

3.2.3 Ventajas de la fotopolimerización

La presentación en una sola pasta lista para su uso permite:

- Un material homogéneo.
- Ausencia de burbujas de aire, ya que disminuyen las características mecánicas y estéticas del composite.
- Una buena proporción entre el activador y la resina de base.
- Mejores propiedades fisicoquímicas.
- Economización de material.

- **Variación de colores.**
- **Control del tinte, aunque siempre hay una variación después de la fotopolimerización (2).**

La fotopolimerización permite :

- **El dominio del tiempo de trabajo.**
- **Disminución del tiempo de trabajo.**
- **Reconstrucción por capas (de 2mm. de espesor)**
- **Alternancia de colores.**
- **Retoques.**
- **Maquillaje.**
- **Mejora de propiedades mecánicas y estéticas (2).**

3.2.4 Condiciones para una fotopolimerización correcta

- **Fuente luminosa de longitud de onda entre 350 u 550nm. Con intensidad localizada alrededor de los 480nm.**
- **Capas de composite de 2mm de espesor.**
- **Colocación de la boquilla de la lámpara a una distancia no mayor de 5mm.**
- **El tiempo de aplicación de luz no menor a 20 segundos (2).**

3.2.5 Inconvenientes del uso de fuentes luminosas para la fotopolimerización

- **Ligero aumento de la temperatura del diente.**
- **Deslumbramiento del paciente y del profesional (Uso de gafas, pantalla) (2).**

3.2.6 Lámparas de fotopolimerización

Los generadores de UV han sido abandonados y sustituidos por lámparas de luz halógena que emiten una luz de longitud de onda entre 350 y 550nm, con una intensidad entre los 450 y los 510nm (2)

Las lámparas se componen de una bombilla halógena, un triple filtro que permite la selección de las radiaciones de longitudes de onda y una boquilla distribuidora de luz, de diámetro variable entre 3 y 14mm. También incluyen un minutero (2)



Figura 3.1 Hay dos tipos de generadores: De tipo caja y de tipo pistola.

3.3 CLASIFICACIÓN

La clasificación se realiza con base en el tamaño de la partícula de relleno principal, ya que modifica las propiedades (1), (2).

3.3.1 Composites convencionales.

También llamados tradicionales y de macrorrelleno. El relleno que se utiliza con más frecuencia en estos materiales es el cuarzo ⁽¹⁾. Contienen macrorrellenos de 5-30 μ de diámetro ⁽²⁾.

Estas resinas presentan una resistencia a la abrasión insuficiente y una mala capacidad de pulido, lo que origina un arrancamiento de partículas minerales en la superficie, provocando una superficie rugosa que tiende a pigmentarse ⁽¹⁾ ⁽²⁾ (Figura 3.2).

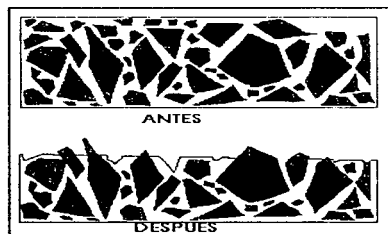


Figura 3.2 Esquema de la superficie del composite de macrorrelleno, antes y después del pulido.

3.3.2 Composites de microrrelleno.

Se caracteriza por su relleno de sílice coloidal que puede ser fraccionado en partículas de relleno muy pequeñas (0,02-0,07 μ) ⁽²⁾. Con excepción de la resistencia a la compresión, las resinas compuestas de microrrelleno tienen propiedades físicas y mecánicas inferiores a las convencionales ⁽¹⁾. Proporcionan un terminado de superficie lisa, porque matriz y relleno se cortan en la misma

proporción (2). Por su aspecto estético, son ideales para restauraciones anteriores o visibles, que no tengan una implicación oclusal (1) (2) (Figura 3.3).

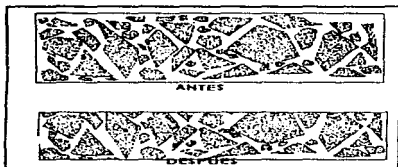


Figura 3.3 Composite de microrrelleno antes y después del pulido.

3.3.3 Composites híbridos

A) Composites híbridos simples. Contienen el macrorrelleno de los composites tradicionales combinado con microrrelleno que rellena los espacios ocupados en los composites tradicionales por la resina. Esta combinación permite acoplar las cualidades propias de ambas categorías de composites (2). Las propiedades físicas y mecánicas por lo general son superiores a las de microrrelleno y se emplean con frecuencia en restauraciones sometidas a tensión (1).

B) Composites híbridos complejos. Contienen un relleno muy diversificado: micropartículas, relleno convencional y partículas prepolimerizadas en virutas o esféricas.

3.4 PROPIEDADES MECÁNICAS

3.4.1 Resistencia a la compresión.

Alcanza rápidamente su valor máximo, aproximadamente el 90% al cabo de una hora, de 210-384 MPa mientras que la amalgama alcanza únicamente 1/3

del valor total en el mismo tiempo. Esta ventaja puede verse clínicamente alterada por contaminación húmeda (2)

3.4.2 Resistencia a la tracción.

Los composites híbridos presentan las mejores características de funcionamiento De 52-67 MPa . Su comportamiento se traduce en una economía de tejidos a nivel de amplitud de las preparaciones y especialmente en los istmos.

3.4.3 Módulo de elasticidad.

Es la relación entre la tensión y la deformación: cuanto menor sea la deformación para una tensión dada, mayor es el valor del módulo de elasticidad y más rígido, el material. Los composites de microrrelleno son los que presentan peor módulo (2).

3.4.4 Dureza.

Es la resistencia del material a la deformación plástica. La dureza varía según el porcentaje del relleno, y la fotopolimerización (2).

3.4.5 Resistencia a la abrasión.

Es el punto débil de los composites y es inferior a la de la amalgama. El desgaste se acelera con el tiempo, se producen fisuras y fracturas. El desgaste aumenta con la dimensión de la restauración (2).

3.5 PROPIEDADES FÍSICAS

Condicionan la estabilidad dimensional del material.

3.5.1 Expansión térmica.

Los composites con más contenido de resina presentan los coeficientes más altos (composites de microrrelleno) y deben utilizarse con un protocolo clínico estricto, destinado a desarrollar los enlaces dentinarios y del esmalte para poder compensar este inconveniente (biseles anchos, adhesión amelodentinaria) (2)

3.5.2 Contracción de polimerización.

Presente en todos los composites. Durante la polimerización hay una disminución de la distancia interatómica. La contracción de los composites híbridos es menor que la de las demás categorías de composite.

Una contracción importante determina la aparición de fracturas cohesivas en el seno del material, la formación de fisuras marginales, la alteración del enlace matriz/relleno y la disminución de la resistencia del material (2)

3.5.3 Absorción de agua.

Los composites de microrrelleno absorben entre dos y cuatro veces más agua que los convencionales, siendo los híbridos los que presentan mejor comportamiento. La absorción se ve favorecida por las porosidades y las fisuras (2).

3.5.4 Porosidad.

Fue un problema en los autopolimerizables que necesitaban un mezclado. Es poco importante para los composites híbridos fotopolimerizables bien manipulados (2), (3)

3.6 PROPIEDADES ESTÉTICAS

Además de los elementos propios del material las circunstancias clínicas en que se realice la preparación van a determinar los resultados.

- Color. Los pigmentos son de fundamental importancia, ya que el ojo percibe el color y distingue el brillo y la saturación (2)
- Índice de refracción. Debe aproximarse al de los tejidos dentarios vecinos.
- Translucidez y opacidad. La primera permite la penetración difusa de la luz y la segunda la impide.
- Capacidad de pulido. La superficie de la restauración debe de ser lisa. Únicamente los de microrrelleno aseguran este resultado (2).
- Factores clínicos:
 - ⇒ Elección del color.
 - ⇒ Translucidez del material. Los composites de microrrelleno son más translúcidos.
 - ⇒ Modificaciones en la coloración. Intrínsecas por reacción incompleta de las aminas y las extrínsecas por la superficie del material tras el pulido.
 - ⇒ Superposición de materiales de color o translucidez diferentes (2).

3.7 PROPIEDADES DE RADIOPACIDAD

Muchos composites son poco visibles con rayos X, pero la mayoría de los híbridos tienen buena radiopacidad (2)

3.8 PROPIEDADES BIOLÓGICAS

Estas se relacionan con los efectos de la pulpa:

1. Toxicidad química, ligada al material mismo. Cuando el material compuesto que está en el piso de la cavidad no se alcanza a polimerizar correctamente, puede que exista una agresión química a la pulpa si los componentes se filtran y luego alcanzan la pulpa (1), (2)

Se utilizará por lo tanto una protección dentinopulpar (2). No se recomiendan protecciones con óxido de zinc y eugenol, porque interfiere con la polimerización (1).

2. Ligada a un defecto de metodología clínica. Asociado con la contracción del compuesto y filtración marginal posterior. Si no se consigue un hermetismo total entre el diente y el composite. Se crea un espacio accesible a las bacterias y pueden llegar a la pulpa a través de los túbulos dentinarios (1), (2).

3.9 ADHERENCIA AL DIENTE:

3.9.1 TIPOS DE ADHERENCIA

- Adherencia física. Se basa en el fenómeno de impregnación del sustrato por el material, valorado para un ángulo de contacto, formado por la superficie del líquido y la interfase líquido-sólido (2)

- **Adherencia mecánica.** Se produce por la penetración del material en las irregularidades de la superficie. "En este principio se fundamenta la técnica de Bounocore en 1955, basada en los efectos del grabado ácido del esmalte" (2), (3)
- **Adherencia química.** Es la ideal, y se puede realizar en forma de enlaces iónicos o covalentes:

- ⇒ El enlace iónico corresponde a la transferencia de un electrón de un átomo a otro, cuando dos átomos en contacto tienen electronegatividades muy diferentes.
- ⇒ En el enlace covalente se comparten una o varias parejas de electrones.

La adhesión al esmalte se realiza parcialmente por adhesión mecánica. La adherencia a la dentina se obtiene con un enlace químico (2)

3.9.2 ADHESIÓN AL ESMALTE

La adhesión al esmalte se consigue por medio de un grabado ácido, el ácido fosfórico en solución acuosa al 37% es el que se utiliza generalmente y parece ser el más eficaz y al aplicarlo se deben tomar ciertas precauciones y condiciones como:

- Interrupción de todo tratamiento local con flúor.
- Realización de un amplio bisel periférico.
- Utilización de adhesivos fuertes.
- La duración mas favorable de aplicación es de 1 min.
- Se debe de realizar un pulido previo a la superficie del diente.
- Se deben de evitar los desbordamientos a zonas que no estén involucradas.

3.9.3 ADHESIÓN A LA DENTINA

La adherencia a la dentina es más compleja debido a la composición heterogénea de la misma, por su alto contenido de agua, requiere materiales astringentes que sean agentes de unión entre dentina y material de restauración. Otra complicación es la presencia de la capa superficial de partículas residuales en la dentina tallada, el barro dentinario (1), (2). El barro dentinario disminuye la energía de superficie, y puede perjudicar la unión de los materiales adhesivos. La capa de restos dentinarios debe retirarse o ser modificada con agentes biocompatibles (2). Eliminar la capa, supone la ventaja de acabar con las bacterias, pero al mismo tiempo, el barro dentinario constituye una barrera física a la invasión bacteriana de los túbulos (2).

BIBLIOGRAFÍA

1. Phillips. La ciencia de los materiales dentales de Skinner. Ed. Interamericana-McGraw-Hill. 1993. Pag.219-252.
2. Roth, Françoise. Los composites. Ed. MASSON. Barcelona 1994. Pag.1-73.
3. Uribe, Echevarria Jorge. Operatoria Dental Ed. Ediciones Avances Medico Dentales. Madrid 1990. Pag.241.

CAPÍTULO 4

AMALGAMA DENTAL

La amalgama de plata es un material de obturación muy difundido, apareció en el siglo pasado. Sus aplicaciones se dan en la restauración de dientes posteriores y reconstrucciones para coronas totales (4)

La amalgama se produce, con la mezcla de mercurio con polvo de aleación de amalgama. El polvo se consigue en forma de pastilla o gránulos. Algunos fabricantes presentan la limadura en polvo, tabletas y cápsulas predosificadas, las cuales contienen la cantidad de mercurio justa para elaborar la amalgama (4) El procedimiento de combinación recibe el nombre de trituración. El resultado es una masa plástica que se puede condensar posteriormente (2)

4.1 COMPOSICIÓN

La especificación número 1 de la American Dental Association establece que las aleaciones para amalgama deben contener fundamentalmente plata en un 65% como mínimo, estaño un 29% como máximo (2), (3). Se permiten cantidades no especificadas de otros elementos en concentraciones menores al contenido de plata y estaño (por ejemplo, cobre, zinc, oro y mercurio) (1).

El cobre endurece y refuerza la aleación de plata y estaño. La función principal del zinc en las aleaciones de amalgama es actuar como desoxidante, pero aunque este presente en cantidades pequeñas, si se condensa la amalgama en presencia de humedad, produce expansión anormal de la amalgama (2).

Las aleaciones para amalgama se presentan en varias formas: partícula de corte fino, de corte micro o tamaño regular, con diferentes porcentajes en los metales que la constituyen, esto varía las propiedades físicas de las diferentes amalgamas de plata.

4.2 MORFOLOGÍA DE LAS PARTÍCULAS

De acuerdo a su morfología, dimensión y propiedades físicas de las partículas, se pueden clasificar en:

a) **Convencionales.** Partículas de aleación que presentan una morfología superficial poliédrica irregular-alargada que es consecuencia de la tecnología de producción mecánica a partir de lingotes (Figura 4.1). La estructura multifísica cóncava-convexa que las caracteriza, es la causa de las bajas propiedades tecnológicas y clínicas de estas aleaciones. Se les puede clasificar como macropartículas o de Macro-corte de 120 a 190 micrometros, y en micropartículas o de microcorte de 40 a 90 micrometros. Poseen elevada resistencia a la compresión pero no a la tracción (3).



Figura 4.1 Limaduras de aleación convencional de macrocorte.

b) **Esféricas o esferoidales.** Se producen al fundir juntos los elementos deseados: el metal líquido se atomiza en pequeñas gotas esféricas (2) (Figura 4.2). El tamaño de las partículas es de 15 a 37 micrometros. Permite lograr altos valores de resistencia mecánica, menores cambios dimensionales y mejor manipulación (3).

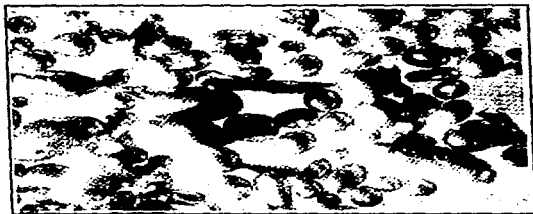


Figura 4.2 Aleación de partículas esféricas y esferoidales.

4.3 CLASIFICACIÓN

4.3.1 Aleaciones con bajo contenido de cobre.

Puestas en contacto limaduras de aleación para amalgama con el mercurio, éste ataca y disuelve parcialmente a la partícula, y en forma individual a la plata y al estaño. La reacción con la plata da lugar a la formación de un compuesto intermetálico, que se denomina fase Gamma 1. El mercurio al reaccionar con el estaño forma otro compuesto denominado fase Gamma 2. En consecuencia en una amalgama fraguada quedan restos de partículas sin disolver. Lo ideal es utilizar aleaciones que cuando se combinan con el mercurio no generen fases deficientes como lo es la fase Gamma 2. La eliminación de esta fase se logra por el aumento de la proporción de cobre (3)

4.3.2 Aleaciones con alto contenido de cobre

"Son los materiales más indicados por sus propiedades mecánicas mejoradas, sus características de corrosión, y una mejor integridad marginal en estudios clínicos, en comparación con aleaciones tradicionales bajas en cobre" (2).

Hay dos tipos de aleaciones con alto contenido de cobre: El primero es un polvo de aleación mezclada, y el segundo es otro de aleación de composición única. Ambos con más de 6% de peso de cobre (2), (3). Las amalgamas modernas sin fase gama dos, liberan mayor cantidad de cobre que las amalgamas convencionales. No puede ser excluida la posibilidad de que la liberación de cobre pueda ejercer un efecto cariostático y contribuir de esta manera a la reducción del riesgo de una caries secundaria (4).

4.3.3 Aleaciones mezcladas.

Estas aleaciones se llaman mezcladas porque el polvo final es una combinación de por lo menos dos clases de partículas, esféricas y poliédricas o convencionales. también son con alto contenido de cobre. Es sabido que los materiales compuestos se refuerzan con la incorporación de rellenos fuertes; las partículas de plata y cobre funcionan como rellenos para reforzar la matriz de amalgama (2).

4.3.4 Aleaciones de composición única.

Todos los componentes de la aleación son fundidos juntos y por un proceso de atomización se obtienen partículas esféricas, esferoidales, elípticas e irregulares con tamaño y distribución parecidas a las esféricas-convencionales (3). Los elementos de las partículas a menudo son plata, cobre y estaño. La primera aleación de esta clase contenía 60% de plata peso, 27% de estaño peso y 13% de cobre peso (2).

4.4 PROPORCIÓN ALEACIÓN-MERCURIO

El mercurio utilizado debe responder a las Normas de la Especificación Número seis de la A.D.A. para lo cual la superficie no debe presentar signos de

contaminación y contener menos de 0.2 % de residuos no volátiles (3). Las proporciones más comúnmente utilizadas son 5:8, 5:7 y 5:5 aleación-mercurio. Una mezcla de partes iguales 1:1 reduce significativamente el mercurio residual. Entre más mercurio, se disminuye la resistencia compresiva final de la amalgama, aumenta la retención del mercurio residual y los fenómenos corrosivos y de expansión (3)

4.5 CAMBIO DIMENSIONAL

Las amalgamas se expanden o contraen, según su manipulación. En ocasiones, la contracción marcada favorece la microfiltración y la expansión excesiva genera presión sobre la pulpa (2)

4.6 EFECTO DE LA CONTAMINACIÓN CON HUMEDAD

Toda contaminación con humedad de amalgamas con zinc cualquiera que sea la fuente, antes de colocarlas, causa expansión retardada. Luego que se condensa la amalgama, la superficie externa toca saliva y no hay expansión retardada (2). La contaminación con saliva o sangre influye negativamente en la resistencia a la fuerza compresiva y cambio dimensional, aun cuando sea de alto contenido de cobre. el deterioro clínico será evidente a corto plazo, pudiendo causar molestias al paciente (c)

4.7 RESISTENCIA

La resistencia compresiva de una amalgama es de 310 MPa. La resistencia a la tracción fluctúa entre 48 y 70 MPa (2).

4.8 EFECTO DE LA TRITURACIÓN

La subtrituration o sobretrituration hacen que disminuya la resistencia tanto en amalgamas tradicionales como en las que tienen alto contenido de cobre (2).

4.9 CONDENSACIÓN

El propósito de la condensación es lograr que todas las partículas de amalgama se hallen lo más próximas una con otras, remover la mayor cantidad posible de mercurio residual y lograr una amalgama compacta (3).

4.10 RETENCIÓN DE LA AMALGAMA

La adecuada retención y la resistencia al desalojo de la amalgama de la cavidad son esenciales para el éxito de la restauración final. Muchos estudios han buscado la forma más adecuada de retener la amalgama, desde Marcle en 1958 quien fue el primero en sugerir los pins cementados, después Goldstein en 1966 describe una técnica en la cual los pins son retenidos por fricción y el método más usado y más aceptado, el cual fue sugerido por Going en 1966 que es el uso de pins autorroscables (b).

Sin embargo también varios estudios han revelado que el uso de pins autorroscables crean microfracturas en la dentina, perforación periodontal o pulpar e inflamación de la pulpa (b). Shavell en 1980 aboga por el uso de canales en la dentina o amalgapins como una técnica para proveer retención y resistencia al desalojamiento, los amalgapins no inducen a grietas (1), (3), (b). Por lo cual se han buscado otros métodos que creen la retención de la amalgama de una manera

adecuada, sin que las fuerzas de tracción ejercidas normalmente, la desalojen de la cavidad y sin que se creen daños a los tejidos remanentes del diente.

Se estudió un adhesivo que se ligara al esmalte, dentina, amalgama y composite. Este sistema de adhesión se adhiere a la estructura dentaria a través de la capa híbrida formada por la infiltración de monómeros dentro de la dentina pretratada seguida por una subsecuente polimerización. Esta capa híbrida es de unos 5 micrómetros de espesor y es una mezcla de hidroxiapatita, colágeno y un copolímero de 4META. El mecanismo por el cual este sistema de adhesión se liga a la amalgama no está completamente definido, pero en el estudio de Imbery (b) se demostró que este sistema de adhesión es el más resistente a la fuerza de carga en la superficie oclusal en comparación a los amalgapins y los pins autorrosables.

BIBLIOGRAFÍA

1. Malone William F.P. Tylmans Teoría y practica en prostodoncia fija. Actualidades odontologicas latinoamerica, C.A. 8a. Edición. 1991.
2. Phillips. La ciencia de los materiales dentales. Ed. Interamericana-McGraw-Hill. 1993. Pag.313-337.
3. Uribe, Echevarria Jorge. Operatoria Dental Ed. Ediciones Avances Medico Dentales. Madrid 1990. Pag.101-109.

HEMEROGRAFÍA

- a) Fuentes Selene. Restauración con amalgama. Dentista y Paciente. Volumen 5 No. 50 Agosto 1996. Pág. 8,9.
- b) Imbery, T.A./ Hilton, T. J./ reagan, S. E. Retention of complex amalgam restorations using self-threading pins, amalgapins, and Amalgabond. Journal article. Am-J-Dent. 1995 Jun; 8(3)117-121.
- c) Martinez Rico Isidro. Resistencia a la compresión y cambio dimensional de una amalgama dental con alto contenido de cobre. Dentista y Paciente. Volumen 3 No. 31. enero 1995. Pág. 16-18.
- d) Rebolgar, C. Francisco. Amalgama vs. Resina. Dentista y Paciente. Volumen 1 No.2 .1992. Pag. 6-7.

CAPÍTULO 5

APLICACIÓN PROTÉSICA DE LOS MATERIALES DE RECONSTRUCCIÓN

El mayor problema que se presenta para la restauración de dientes extensamente dañados lo constituye la retención de la restauración.

A diferencia de la restauración típica, que obtiene usualmente la retención por sus paredes en oposición, el diente severamente comprometido requiere que se establezca una retención sustituta (1).

5.1 Reconstrucción de dientes anteriores

Dientes vitales

En los dientes anteriores, cuando existe suficiente soporte dentinario remanente la cavidad resultante puede ser rellenada y la dentina ausente se puede sustituir por cemento de ionómero de vidrio. De forma opcional se pueden emplear agentes adhesivo dentinarios para adherir el composite a la dentina. Los cementos de ionómero de vidrio tienen la ventaja de que no se contraen con la polimerización y de que también liberan fluor. El composite es más fuerte y es más fácil de preparar (5).

Dientes no vitales

Cuando existe suficiente cantidad de dentina remanente se puede hacer lo mismo que en los dientes vitales, rellenando la cavidad de acceso endodóntico.

En el caso contrario, cuando no se dispone de suficiente dentina, es necesaria la retención mediante un perno cementado en el canal radicular, a veces es tanta la destrucción del diente que es imposible emplazar pins entre el conducto radicular y la dentina remanente.

Los pernos se elaboran en el laboratorio o se compran prefabricados.

Los pernos colados tienen la ventaja de su adaptabilidad y pueden utilizarse en canales radiculares muy delgados.

Los prefabricados tienen la ventaja de que usualmente se ajustan al mismo tiempo que se prepara el diente, sin embargo, están hechos con metales no nobles.

Existen cuatro formas de pernos:

- Cónico liso o dentado
- Cilíndrico liso o dentado
- Cónico roscado
- Cilíndrico roscado (5)

Ocasionalmente, el canal radicular se oblitera por un perno fracturado que no puede extraerse, o se encuentra totalmente cerrado por dentina secundaria. Se puede construir un muñón, retenido por pins (5).

5.2 Reconstrucción de dientes posteriores

Dientes vitales

Cuando existen fracturas muy bajas, se reconstruyen los dientes hasta adoptar la forma general de diente, utilizando amalgama, composite o ionómero de vidrio. Generalmente se retienen con pins.

En la actualidad los adhesivos juegan un papel importante para la retención de estos materiales.

Dientes no vitales

Cuando no hay soporte dentinario se utilizan pernos o pins con una reconstrucción de amalgama, ionómero o composite. En estos casos es más factible utilizar amalgama para la reconstrucción, porque resiste más las fuerzas de compresión.

5.3 Reconstrucción con amalgama

Por lo general las reconstrucciones de pilares con amalgama se retienen por medio de pins. Es importante elegir el número de pins que se van a colocar y los sitios adecuados en los que se van a depositar. Se debe de tener en cuenta el diseño final de la preparación. Los pins no deben de colocarse en el centro de las superficies ni mesial, ni distal de un pilar, cuando la restauración final va a ser parcial, de lo contrario, la preparación final podría exponer los pins, se deben de colocar alejados del área del hombro vestibular para no quedar expuestos durante la preparación. Se pueden utilizar matrices para retener la amalgama mientras se esta condensando, cuando se ha perdido una considerable parte del tejido dentario es mejor recurrir a un aro de cobre o banda de ortodoncia. Este dispositivo sostiene a la amalgama mientras se está fraguando y reduce el riesgo de fractura del pilar reconstruido antes de la preparación final (5). Hay estudios que mencionan la utilización de adhesivos para la amalgama. Se procede a la preparación del tallado coronario (Figura 5.1).

5.4 Reconstrucción con composite

Las reconstrucciones con composite son más elaboradas. Los tallados retentivos, pozos, ranuras y otros mecanismos de retención son inútiles y destruyen la economía de los tejidos dentales, esta economía es posible gracias a la utilización de materiales adhesivos (4), cumpliéndose así el preservado de la estructura dentaria en lo más posible. Se debe de eliminar caries, restauraciones en mal estado y todo material que afecte a la reconstrucción del diente, como en toda reconstrucción dental con cualquier otro material de reconstrucción.

Se coloca una protección dentinopulpar. Esta se debe de realizar cuando el diente a reconstruir no esta endodontiado.

La protección pulpar puede ser:

- ⇒ Preventivo y estático, y se refiere al aislamiento de la dentina y, por lo tanto, de la pulpa de las agregaciones físicas, químicas o bacterianas.
- ⇒ Terapéutico, que consiste en la estimulación destinada a provocar la producción de dentina de defensa en caso de caries muy profundas (4)

El eugenol esta contraindicado porque impide la polimerización de los composites. Si la restauración definitiva se va a retardar, resulta más conveniente utilizar ionómero de vidrio como curación temporaria (3), (4)

La colocación del adhesivo. Se deben aplicar capas muy finas antes de la colocación del composite.

La colocación del material. El composite se debe aplicar en cantidades pequeñas para que pueda ser condensado y adaptado. La fotopolimerización exige un trabajo por capas que no excedan de 2mm (4), (6). Para los composites autopolimerizables este proceso de reconstrucción debe de ser rápido. El

composite puede ser aplicado con una espátula blanda o por inyección con cápsulas predosificadas provistas de boquillas y utilizando una pistola. También se debe de reconstruir en capas fotopolimerizando cada capa para reducir los efectos de la contracción de la polimerización (4)

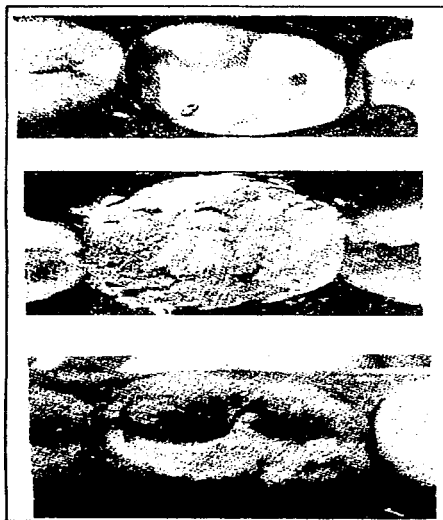


Figura 5.1 Reconstrucción de un diente con amalgama

5.5 Reconstrucción con ionómero de vidrio

Tipo II, 2 Restaurador reforzado (2) (Figura 5.2).

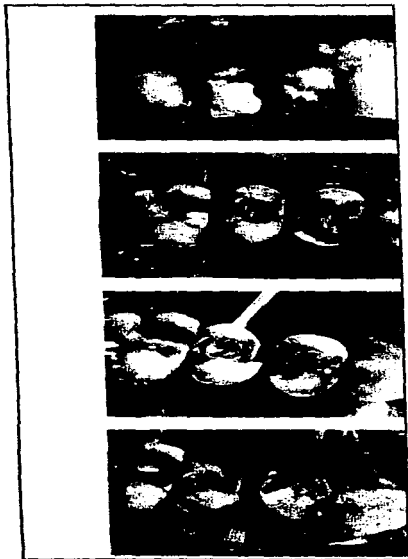


Figura 5.2 Reconstrucción de pilares con ionómero de vidrio, se preparan los dientes, se colocan postes si son necesarios, se coloca una banda matriz y se aplica el material.

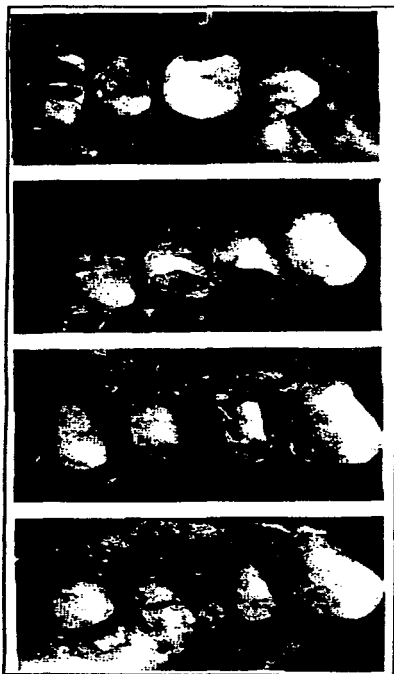


Figura 5.2 Completada la reconstrucción y fraguado el ionómero se procede a retirar las matrices y se realizan las preparaciones coronarias (2).

BIBLIOGRAFÍA

1. **Malone William F.P.** Tylmans Teoria y practica en prostodoncia fija. Actualidades odontológicas latinoamerica. C.A. 8a. Edición. 1991
2. **Mount, Graham.** Atlas práctico de cementos de ionómero de vidrio. Guía clínica. Ed. Salvat. Barcelona 1990. Pag. 1-22, 54-65.
3. **Phillips R.W.** La ciencia de los materiales dentales de Skinner. 9a. Edición, Interamericana. 1993.
4. **Roth, Francoise.** Los composites. Ed. MASSON. Barcelona 1994. Pag. 91-143.
5. **Smith Bernard.** Planificación y confección de coronas y puentes. Ed. Salvat editores. 1991. Pág.27-37, 49-52.
6. **Uribe, Echevarria Jorge.** Operatoria Dental Ed. Ediciones Avances Medico Dentales. Madrid 1990. Pag. 242-252

CONCLUSIONES

Los materiales que se empleen para las reconstrucciones coronarias deben de conservar su integridad, propiedades y poseer resistencia a la fractura, ya que van a sustituir tejido dental perdido: Deben de resistir la desintegración por los fluidos orales e impedir la microfiltración, así como cubrir la solidez, retención y estabilidad que el diente dañado ha perdido. Por lo tanto los materiales apropiados para esto son las amalgamas, que mientras sean de una aleación única con alto contenido de cobre, van a ser más resistentes a la fractura, el composite híbrido que es el más resistente de entre el convencional y el de microrrelleno, y el ionómero de vidrio tipo II.2 restaurador, por sus propiedades físicas y mecánicas mejoradas.

La introducción de sistemas de adhesión para la dentina y el esmalte, han permitido que materiales como la amalgama, se adhieran sin necesitar retenciones que perjudiquen aun más la integridad de la estructura dental remanente.

La elección del material para la reconstrucción de un diente va a depender de la cantidad de dentina remanente que exista, si el diente es vital o no lo es, si es anterior o posterior y el tipo de restauración final que será colocada.

BIBLIOGRAFÍA

- **Malone William F.P.** Tylmans Teoría y practica en prostodoncia fija. Actualidades odontológicas Latinoamérica, C.A. 8a. Edición. 1991
- **Mount, Graham.** Atlas práctico de cementos de ionómero de vidrio. Guía clínica. Ed. Salvat. Barcelona 1990. Pag. 1-22, 54-65.
- **Phillips R.W.** La ciencia de los materiales dentales de Skinner. 9a. Edición, Interamericana. 1993.
- **Roth, Francoise.** Los composites. Ed. MASSON. Barcelona 1994. Pag.74-85
- **Shillingburg/ Hobo/ Whitsett.** Fundamentos de prostodoncia fija. La prensa Medica Mexicana. 1990.
- **Uribe, Echevarria Jorge.** Operatoria Dental Ed. Ediciones Avances Medico Dentales. Madrid 1990. Pag. 195-198.

HEMEROGRAFÍA

- Imbery, T. A./ Hilton, T. J./ Reagan, S. E. Retention of complex amalgam restorations using self-threading pins, amalgapins, and Amalgabond. Journal-article. Am-J-Dent. 1995 Jun; 8(3)117-121.
- Fuentes Selene. Restauración con amalgama. Dentista y Paciente. Volumen 5 No. 50 Agosto 1996. Pág. 8,9.
- Martínez Rico Isidro. Resistencia a la compresión y cambio dimensional de una amalgama dental con alto contenido de cobre. Dentista y Paciente. Volumen 3 No. 31. enero 1995. Pág. 16-18.
- Moran Reyes Alejandra. Ionómeros de vidrio. Dentista y paciente. Volumen 1 No. 11. Mayo 1993. Pág 14-16.
- Rebollar, C. Francisco. Amalgama vs. Resina. Dentista y Paciente. Volumen 1 No.2 .1992. Pag. 6-7.