



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

CRITERIOS DE SELECCIÓN PARA LA RECONSTRUCCIÓN
DE DIENTES PILARES UTILIZANDO IONÓMERO DE
VIDRIO O RESINA COMPUESTA

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N A D E N T I S T A

P R E S E N T A:

VERÓNICA DURÓN HERNÁNDEZ

TUTOR: MTRO. FRANCISCO JAVIER DIEZ DE BONILLA
CALDERÓN

ASESORES: C.D. MARÍA GUADALUPE GARCÍA BELTRAN



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.

Gracias a la Universidad
Nacional Autónoma de México,
por su gran formación a mi ser.

A MI HERMANO:

Juan José

Agradezco por estar conmigo en todo momento,
por compartir mis anhelos y tristezas, especialmente por hacerme reír todos los
días.

A MIS ABUELOS:

Leonarda Solís y Otilio Hernández gracias por educarme, enseñarme a dar lo mejor
de mi en cada día de mi vida, encontrando la verdadera razón de mi existir para
cumplir mis metas.

ALOS DOCTORES:

Francisco Javier diez de Bonilla, María Guadalupe García Beltrán y María Luisa
Cervantes Espinosa gracias
por su incondicional ayuda
y apoyo a la realización de este trabajo.

A MIS AMIGOS:

Agradezco a mis amigos Norma, Erika, Alis, Luis, Isaura, Luis, Carlos y Roma por ofrecerme su amistad, por considerarme parte importante de sus vidas y por todos esos instantes en los que disfrute inmensamente su compañía.

A MIS TIOS:

Constantino, Elia, Trinidad y Ramiro gracias preocuparse por mi y mi hermano por nunca dejarnos solos y apoyarnos en todo momento haciéndome sentir que no estoy sola.

La felicidad no consiste
en realizar nuestros ideales,
sino en idealizar lo que realizamos.

Alfred Tennyson.

Si uno no siente esperanza
uno se queda frío y solo
durante toda la vida, y cuando
llega la edad de entregarse
a alguien o a una causa, uno no puede hacerlo.

José Donos

INDICE

INTRODUCCIÓN.....	7
OBJETIVO.....	8
CAPÍTULO I	
IONÓMERO DE VIDRIO.....	9
1.1 Datos históricos y evolución de los cementos de ionómero de vidrio.....	10
1.2 Norma correspondiente.....	11
1.3 Descripción.....	11
1.4 Composición química.....	12
1.5 Reacción química.....	13
1.6 Clasificación por su uso clínico.....	14
1.7 Propiedades fisicoquímicas.....	15
1.8 Respuesta biológica.....	16
1.9 Biocompatibilidad.....	16
1.10 Características generales.....	18
1.11 Ventajas y desventajas.....	18
1.12 Estudios sobre la capacidad de unión del ionómero de vidrio a diferentes sustratos.....	19
1.13 Papel del agua en el proceso de fraguado.....	22
1.14 Estudios cinéticos del efecto del barniz en la pérdida de agua por los cementos de ionómero de vidrio.....	23
1.15 Procedimientos fundamentales para las restauraciones de ionómero de vidrio.....	24

CAPÍTULO II

CEMENTOS DE IONÓMERO DE VIDRIO MODIFICADOS CON

RESINA.....	28
2.1 Descripción.....	29
2.2 Composición.....	31
2.3 Indicaciones.....	32
2.4 Reacciones de fraguado.....	32
2.5 Propiedades fisicoquímicas.....	33
2.6 Fuerza de los ionómeros de vidrio modificados de resina.....	33
2.7 Biocompatibilidad.....	33
2.8 Manejo clínico de los ionómero de vidrio modificado con resina...	36
2.9 Efecto del EDTA en el pre-tratamiento de la dentina.....	37
2.10 Ventajas y desventajas.....	38
2.11 Presentaciones	39
2.12 Protocolo para la reconstrucción de núcleos con ionómero de vidrio modificado con resina.....	39

CAPÍTULO III

RESINAS COMPUESTAS.....	43
3.1 Datos históricos y evolución de las resinas compuestas.....	44
3.2 Definición.....	45
3.3 Norma correspondiente.....	45
3.4 Clasificación de acuerdo con la norma.....	45
3.6 Indicaciones.....	46
3.7 Composición.....	46
3.8 Reacción química.....	48

3.9	Propiedades fisicoquímicas.....	48
3.10	Respuesta biológica.....	49
3.11	Presentaciones y manipulación.....	49
3.12	Variables en su manipulación.....	50
3.13	Ventajas y desventajas.....	51
3.14	Protocolo para la reconstrucción de núcleos con resina compuesta.....	53
CAPÍTULO IV		
RECONSTRUCCIÓN DE NÚCLEOS.....		
4.1	Retención intrarradicular.....	59
4.2	Consideraciones clínicas para la selección del tipo de núcleo.....	59
4.3	Núcleos de relleno.....	62
4.4	Materiales de relleno.....	62
4.5	Materiales más usados para la reconstrucción de núcleos.....	65
4.6	Indicaciones para los núcleos de relleno con sistemas de postes intrarradicales.....	69
4.7	Estudios sobre la resistencia compresiva y diametral de materiales usados para la reconstrucción de núcleos.....	69
4.8	Estudios realizados sobre la resistencia a la fractura de los materiales reestructores de núcleos con o sin un poste prefabricado.....	70
4.9	Marcas comerciales de materiales para la reconstrucción de núcleos.....	71
CONCLUSIONES.....		
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....		

INTRODUCCIÓN

Los núcleos son reconstrucciones de la porción coronaria ausente debido a diversos factores (caries, trauma, restauración, acceso endodóntico), pudiendo o no estar acompañados por sistemas de retención adicionales. Estos sistemas pueden ser tornillos intradentarios, para dientes vitales o no vitales. Y postes intrarradiculares, para dientes tratados endodónticamente.

En la planificación de la reconstrucción de núcleos se debe incluir la reposición de la corona clínica perdida para garantizar la obtención del éxito de la restauración final, utilizando núcleos de relleno (realizados directamente en la boca con amalgamas, resinas compuestas, ionómero de vidrio) y núcleos colados (hechos a partir de un patrón de cera obtenido de un modelo de trabajo).

Esta tesis contiene la mayoría de las recopilaciones surgidas sobre el ionómero de vidrio, resina compuesta y la combinación de ambos, los conocidos Ionómeros híbridos, enfatizando las ventajas de cada material, para crear criterios de selección adecuados en determinadas situaciones clínicas.

Las propiedades específicas recabadas de los materiales de relleno en esta recopilación y que determinan su selección son: biocompatibilidad, ausencia de corrosión, liberación de flúor, adhesión a la estructura dental, compatibilidad química con el sistema de poste utilizado, estabilidad dimensional, alto modulo de estabilidad, resistencia compresiva, resistencia a la tracción, Resistencia a la deformación, dureza, tiempo de trabajo, posibilidad de preparación inmediata.

OBJETIVO

Describir los criterios de selección para la reconstrucción de dientes pilares utilizando ionómero de vidrio o resina.

CAPÍTULO I
IONÓMERO DE VIDRIO.

1.1 Datos históricos y evolución de los cementos de ionómero de vidrio.

Para entender este grupo de materiales es necesario conocer, su desarrollo y los materiales que en el han participado. ¹

Existió un grupo de materiales de restauración estética que se usaban en dientes anteriores y que recibían el nombre de cementos de silicato, los cuales están formados a base de un polvo de vidrio de flúor alumino-silicato y un líquido a base de ácido fosfórico, cuyas ventajas son por la presencia de flúor, la acción anticariogénica, y por el vidrio, un coeficiente de expansión térmica muy cercano a los valores de los tejidos del diente; sin embargo, por ser muy irritantes, debido a la presencia de del ácido fosfórico, y no tener adhesión al diente, han dejado de usarse y difícilmente se encuentran en el mercado. ¹

El ionómero de vidrio se creó en Inglaterra, por obra de los ingleses Alan D. Wilson y Briand E. Kent, en 1971 el cemento de ionómero de vidrio, que viene siendo una combinación del líquido del cemento de carboxilato de zinc con el polvo de vidrio de flúor alúmino-silicato del cemento de silicato, con lo cual se aprovechan las propiedades de adhesión química del caboxilato, así como la liberación del flúor y la estabilidad dimensional del flúor alúmino-silicato. ¹

Este material con múltiples aplicaciones clínicas, fue sintetizado y reportado a la revista Bristish Dental Journal (A new translucent cement for Dentistry) Bri.Dent.J. 132-1972. ²

En la Editorial de la Revista quintessence international, vol 25 No 9-1994, de los doctores John W. Mclean, J. W. Nicholson y A.D Wilson, se menciona como los nuevos términos: ionómeros de vidrio híbridos con resinas compuestas, fotocurables, curado dual, reforzados o modificados con resina.²

El primer producto comercial surge en 1976 con el nombre de ASPA como derivado descriptivo de las letras iniciales del compuesto; Aluminum Silicate Polyacrylic Acid.²

1.2 Norma correspondiente.

Por la presencia de agua en su composición, entra en la categoría de los cementos fijados o a base de agua.

Le corresponde la norma 96 de la ADA.¹

1.3 Descripción.

El ionómero de vidrio es el nombre genérico de un grupo de materiales que usan el polvo del vidrio de flúor-alumino-silicato y una solución acuosa de ácido poliacrílico.³

El ionómero de vidrio endurece mediante una reacción ácido-base, con liberación de un subproducto: iones de fluoruro, responsables del efecto anticariogénico.²

El cemento produce una verdadera adhesión al diente, esta característica elimina o reduce la necesidad retención mecánica.³

1.4 Composición química.

El líquido del ionómero de vidrio contiene un ácido Poliácido y agua .¹

El Poliácido es esencialmente ácido poliacrílico y copolímeros ácidos acrílicos, itacónico maleico vinil-fosfóricos. Estos grupos son solubles en agua y polielectrólitos.²

El polvo está hecho a base de sílice, aluminio, calcio y flúor; en conjunto forman un vidrio especial de flúor alúmino-silicato de calcio.^{1,4}

Vidrio especial del ionómero de vidrio es de de tipo opalescente, gracias al fluoruro de Ca.²

De acuerdo con Wilson, el alto contenido de alumina (Al_2O_3) en el vidrio proporciona la posibilidad de liberación iónica al contacto con el ácido.²

El calcio y el aluminio que contiene el polvo forman electrolitos al mezclarse con el ácido policarboxílico en agua.¹

La reacción de este vidrio con ácidos poliacrílicos produce el desplazamiento de iones positivos de $Ca+Al+$ (cationes eléctricamente positivos), en igual forma el desplazamiento del fluoruro por otra parte con carga negativa (Anion).²

Los iones solubles de Ca y Al reaccionarán con los grupos carboxilo (negativos) del ácido para formar así *polisales o policarboxilatos* insolubles de Ca y Al.²

Estos polisales servirán de matriz a partículas de vidrio no reactivas.²

De estas polisales, la de calcio se forma primero como gel de consistencia firme, y con posibilidad de tallarlo seguidamente de formación de policarboxilato de aluminio confiere la consistencia firme y dura como la roca.²

1.5 Reacción química.

En la mezcla del polvo con el líquido se han podido detectar tres fases consecutivas de reacción:

Fase 1. El poliácido ataca el vidrio el vidrio FAS liberando iones y disolviendo así la parte más superficial de este vidrio. Se liberan así cationes metálicos de Al y Ca (con cargas positivas). Estos cationes reaccionan fugazmente con iones F1 para formar fluoruros de calcio y aluminio, luego reaccionan con los copolímeros acrílicos para formar compuestos estables.

Esta fase ocurre durante la preparación de la mezcla. Cuando aparece brillante superficialmente, posee el máximo de reactividad adhesiva. Cuando la mezcla pierde ese brillo, quedarán pocos carboxilos disponibles para la unión. Es por esto que se recomienda a partir de dispensar el polvo y líquido en las proporciones indicadas por el fabricante proceder a la mezcla rápida y vigorosa.

Fase 2. Gelación inicial por formación de la matriz de poliácido, en esta fase debe tenerse especial cuidado de no permitir contaminación con humedad, que ocasionaría la desintegración de este gel. El cemento tiene una apariencia rígida y opaca en esta fase.²

Fase 3. Formación de gel de polisales, como matriz que envuelve el vidrio que no ha reaccionado. La apariencia cambia de opaca a translúcida.

La masa de polialquenoato en esta etapa final se observa microscópicamente conformada por:

- Una matriz de poliácido.
- un gel de silicio envolviendo periféricamente al vidrio.
- El vidrio envuelto por esta matriz.

En la reacción descrita se puede deducir la importancia del agua como medio de transporte para la reacción ácido básica y en la liberación de fluoruros, éstos como parte integrante de la reacción química no conducen a la degradación del material ya rígido.²

1.6 Clasificación por su uso clínico.

- **Tipo I**

Fórmulas para la cementación de restauraciones tales como coronas con substratos metálicos, incrustaciones metálicas, núcleos. Posee un espesor de capa delgado.

- **Tipo II**

Formulación para restauraciones estética en el sector anterior.

- **Tipo III**

Sellores de fasetas y fisuras.

- **Tipo IV**

Liner-bases

Fórmula para base intermedio o capa delgada de fondo en combinación o fundamento con restauraciones metálicas, cerámicas o poliméricas.

- **Tipo V**

Formulas para la reconstrucción de núcleos dentarios.

Material restaurador para odontopediatría, tanto en el sector anterior como para el posterior.²

1.7 Propiedades fisicoquímicas.

Tiene características de compuesto cerámico y plástico, por lo que es aislante térmico y eléctrico.¹

Se aprovecha el comportamiento quelante del ácido poliacrílico que le confiere adhesión específica a los dientes (por la presencia de calcio en los dientes).¹

La presencia de flúor confiere a la mezcla, acción anticariogénica. Esta presencia es mayor en los primeros días, y se detecta después de varios meses en menores cantidades.⁵

El líquido es un ácido que, aunque débil, no es neutralizado como en el caso de los cementos de carboxilatos de zinc, pues, a diferencia de éstos, el polvo de flúor alúmino-silicato de calcio no contiene zinc ni magnesio, no es una base que pueda reaccionar de la misma manera, por lo que la acidez de la mezcla no disminuye hasta varias horas después de colocado.¹

La mezcla no adquiere propiedades físicas y químicas suficientemente buenas cuando la reacción inicial de quelación se está dando con el calcio, sino hasta que se da con el aluminio; el tiempo prudente de espera para que se de toda la reacción es de 24 horas. En las primeras horas la solubilidad es muy alta, por lo que durante este lapso conviene protegerla de la humedad y no exponerla a cargas fuertes de masticación.¹

Sus propiedades físicas en términos de resistencia a la fractura y fuerza tensiva son menos fuertes que la amalgama o resina compuesta.⁶

1.8 Respuesta biológica.

Por ser sus valores de acidez muy parecidos al de los cementos de fosfato de zinc se esperaría una irritabilidad comparable; sin embargo, en los cementos de ionómero de vidrio es un ácido débil el que reacciona y el peso molecular de éste no permite que penetre en los túbulos dentinarios, y por tanto su irritabilidad es menor, pero aun así es recomendable proteger la dentina.¹

El ionómero de vidrio al entrar en contacto con esmalte y dentina, el fluoruro del cemento lleva a cabo un intercambio iónico con la hidróxiapatita del diente, formando flúor-apatita, la cual es más dura y menos soluble a los ácidos; provee esta cualidad a la zona donde hacen contacto con el diente y el cemento.¹

1.9 Biocompatibilidad.

Es una característica importante para cualquier material diseñado para su uso dentro del cuerpo. El término se define como “la habilidad para desempeñar una apropiada respuesta en una particular aplicación”.⁷

Esta definición es de biofuncionalidad y esto no es solo una propiedad, es una colección de procesos que se producen de la interacción de los tejidos con el material artificial.⁷

El ionómero de vidrio muestra buena biocompatibilidad porque tienen las siguientes propiedades.

- Baja reacción exotérmica.
- Rápida neutralización
- Liberación de iones benignos.⁷

Este último punto fue examinado con detalle, el ionómero de vidrio libera Na, Al, Si, P y F bajo condiciones neutrales y también libera Ca bajo condiciones ácidas.⁷

Aparte del aluminio, estos iones son aceptables en el cuerpo y útiles para gran variedad de procesos fisiológicos, algunos de los cuales se asocian con la remineralización de la superficie dentaria. El aluminio es de más preocupación porque tiene el potencial de ser tóxicos para el sistema nervioso central, esqueleto y el sistema hematopoyético. Sin embargo, la cantidad total de aluminio liberada de los cementos de ionómero de vidrio son bajas; esto junto con la baja biodisponibilidad del aluminio dentro del trato gastrointestinal, sugiere que no se trata de un importante problema.⁷

Ciertamente no se han reportado efectos adversos de estos materiales y son considerados altamente biocompatibles en la práctica dental.⁷

1.10 Características generales.

- La reacción de endurecimiento conduce a la formación de una sustancia firme y dura.
- Baja reacción exotérmica.
- No se experimenta contracción de polimerización.
- No hay presencia de monómeros libres.
- Estabilidad dimensional en medio acuoso.
- Interacción entre la matriz y la carga.
- Características adhesivas a esmalte y dentina.
- Liberación de fluoruros.
- Sensibilidad a la humedad en los primeros minutos.²

1.11 Ventajas y desventajas.

Ventajas

- Buenas propiedades físicas y mecánicas, excepto ante carga masticatoria.¹
- Estabilidad dimensional.¹
- Alta biocompatibilidad.²
- Aislantes térmicos y eléctricos.²
- Efecto anticariogénico.²
- Buen sellado (debido a que el coeficiente de expansión térmica es similar al diente).²
- Mínima contracción.²
- Adhesión específica o química al diente y aleaciones de uso dental. (Reduce la necesidad de tallar sustancia dental libre de caries para crear retención a la restauración.)⁶

Desventajas

- Sensibilidad a la humedad, muy solubles en las primeras 24 horas.
- Resistencia tensional y flexural menor que la resina compuesta.⁶

1.12 Estudios sobre la capacidad de unión del ionómero de vidrio a diferentes substratos.

Los ionómeros de vidrio tienen una verdadera capacidad adhesiva al tejido dentario, al acero inoxidable y a metales nobles que previamente hayan recibido una delgada capa de estaño. La condición necesaria es que la superficie a la cual se va efectuar la unión sea de naturaleza reactiva, y los metales posean óxidos superficiales para una unión polar.²

Los valores reportados en el laboratorio, por Hotz y colaboradores mediante pruebas de tensión, en los cuales se evalúa la fuerza requerida para separar el ionómero de vidrio de diferentes superficies.² (Tabla 1).

Tabla 1. *Resistencia tensional sobre diferentes substratos.*²

Substrato	Resistencia tensional N/mm ²
Esmalte	4.0
Dentina	2.9
Acero inoxidable	6.8
Platino estañado	3.8
Oro estañado	4.3
Platino	0
Oro	0
Porcelana	0

De este cuadro podemos deducir:

- El ionómero de vidrio posee una fuerte atracción adhesiva al esmalte dentario y a la dentina; la fuerza de unión es mucho mayor al esmalte.
- El ionómero de vidrio posee valores relativamente altos de unión a metales reactivos; acero inoxidable, oro y platino *estañados*.
- Los metales nobles al no poseer capas reactivas, (óxidos) son inertes. El ionómero de virio no manifiesta ningún tipo de unión adhesiva.
- Con la cerámica y aleaciones a base de oro, como substrato inerte tampoco existe ningún tipo de atracción por parte del ionómero de vidrio.²

Estos valores coinciden con el reporte de Macabe et al. en 1979.

Teniendo en cuenta la necesidad de que la capa adherente se encuentre en condiciones óptimas de limpieza, libres de impurezas, se han estudiado diferentes agentes limpiadores superficiales, con los cuales se logre dicha condición.²

Wilson reporta el efecto de 3 soluciones acondicionadoras de superficie y los resultados logrados: el ácido cítrico aparece como el mejor limpiador del substrato dentario.²

El ácido fosfórico, comparativamente, disminuye la capacidad de unión.²

Los estudios realizados sobre la acción de los ácidos en dentina, han demostrado que si bien el efecto limpiador es altamente efectivo, la disminución de iones de calcio por el efecto ácido disminuye la capacidad de unión a los grupos carboxilos.²

En segunda instancia, el efecto del ácido produce una ampliación del túbulo dentinal dándole forma de embudo, aumentando la permeabilidad y la capacidad de ser penetrado fácilmente por microorganismos y por el mismo ácido, con los efectos consiguientes de irritación pulpar. Es por esto que la mayoría de autores contraindica el uso de soluciones acidas concentradas, en especial con un remanente dentinal delgado. En conclusión: la acción limpiadora es efectiva, pero el resultado biológico es negativo. ²

Se ha encontrado de gran efectividad la aplicación del componente líquido de los policarboxilatos de zinc, es decir el ácido poliacrílico con una torunda de algodón. Este limpia la dentina sin producir el efecto desmineralizante efectuado por el ácido cítrico o fosfórico. En consecuencia, tampoco produce ensanchamiento del túbulo. Por su habilidad para humectar la superficie, el ácido poliacrílico se absorbe químicamente, mejorando así la posibilidad de unión entre el ionómero de vidrio y el substrato dentinal. ²

El mejor limpiador dentinal, que a su vez prepara la dentina para la unión con el polialquenoato de vidrio es el ácido poliacrílico en concentración del (20%).²

1.13 Papel del agua en el proceso de fraguado.

El agua es el constituyente más importante del líquido del cemento. Sirve como medio de reacción inicial, y después muy lentamente hidrata la matriz de enlace cruzado, con lo que se incrementa la resistencia del material. Durante el periodo de reacción inicial, esta agua puede ser removida con facilidad por la desecación y se llama agua ligeramente enlazada. Conforme continua el fraguado, la misma agua hidrata la matriz y no se puede eliminar por la desecación, entonces se llama agua apretadamente enlazada. Esta hidratación es crítica en la producción de una estructura estable del gel y al brindar resistencia al cemento. Si los cementos mezclados en fresco se mantienen aislados de la humedad de la boca, el agua que se mantienen libre poco a poco se enlaza apretadamente con el tiempo. Este fenómeno da lugar a un cemento que es más fuerte y menos susceptible a la humedad.

Si las mismas mezclas son expuestas a la humedad de la boca sin cubrirlas, la superficie se agrieta y fractura como resultado de la desecación. Cualquier contaminación por el agua que ocurra en esta etapa puede provocar disolución de los cationes y aniones que forman la matriz a las áreas circundantes. Este proceso da lugar a un cemento más débil y soluble. Aunque la susceptibilidad a la disolución tiende a disminuir con el tiempo, no se ha establecido el tiempo mínimo al que el peligro de fractura de la exposición al aire ya no existe. El cemento de ionómero de vidrio se debe proteger contra los cambios del agua en la estructura durante la colocación.³

1.14 Estudios cinéticos del efecto del barniz en la pérdida de agua por los cementos de ionómero de vidrio.

Los cementos de ionómero de vidrio son conocidos por ser susceptibles a la pérdida de agua cuando son recién colocados. Esto resulta en una gran variedad de problemas, incluyendo el desarrollo de grietas, resquebrajaduras, pérdida de transparencia por una incompleta maduración del material y la resistencia del material puede verse afectada. Para evitar estos problemas los ionómeros recién colocados, son recubiertos con un barniz, que actúa como barrera en la pérdida de agua para evitar la desecación que se presenta en las primeras fases de la reacción de fraguado. Los procesos de maduración y endurecimiento tienen lugar y no son afectados por la pérdida de agua. Con el tiempo estos recubrimientos son perdidos a través de la atricción y desgaste en la boca, pero en el tiempo que ocurre esto, los cementos ya no son dañados por pequeñas pérdidas de agua que puedan tener lugar.

De la misma manera el efecto del barnizado de los ionómeros de vidrio ha demostrado ser perjudicial sobre la liberación de flúor, siendo estos valores más bajos. Dado que la liberación de iones de fluoruro es casi con seguridad asociada con el movimiento del agua; no resulta sorprendente que la reducción de la pérdida de agua también reduce la liberación de flúor. Hasta la fecha no ha habido estudios clínicos que determinen si esta reducción de liberación de fluoruro estropea la propiedad anticariogénica de estos cementos.⁸

1.15 Procedimientos fundamentales para las restauraciones de ionómero de vidrio.

Para realizar una restauración de larga duración se deben satisfacer varias condiciones. Estas incluyen:

Preparación de la superficie.

La limpieza de las superficies es esencial para promover la adhesión. Se puede usar piedra pómez para remover la capa barro dentinario que se produce durante la preparación del diente. Por otro lado, los ácidos orgánicos, como el ácido poliacrílico de varias concentraciones, puede remover la capa pero aun dejan empastadura de túbulo de colágena en su lugar. Estos empaste inhiben la penetración de los constituyentes del cemento y afectan la presión hidrodinámica del fluido dentro de la dentina.

Un método consiste en aplicar una solución de ácido poliacrílico del 10-20% en la superficie dentinaria por 10 a 15 segundos, seguida por lavado con agua por 30 segundos. Este procedimiento de remover la capa se llama acondicionamiento. El propósito de usar piedra pómez es remover la capa superficial del fluoruro que puede afectar el proceso de acondicionamiento de la superficie.

Después de acondicionador y lavar la preparación, la superficie se debe secar pero no desecar en forma indebida. Debe permanecer limpia, ya que cualquier contaminación por la saliva o la sangre empeora la adhesión con el cemento.³

Manipulación del ionómero de vidrio.

Se debe seguir la proporción polvo-líquido indicada por el fabricante. Cualquier reducción de la proporción afecta de manera adversa las propiedades del cemento fraguado y es susceptible a la degradación en el medio bucal. Con un producto mezclado a mano, se utiliza el papel tratado que proporciona el fabricante. (Figura 1)

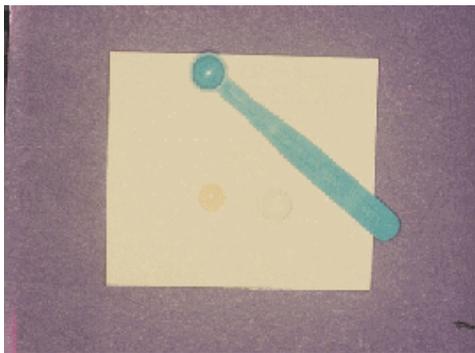


Figura 1. Dispensado del cemento en un papel tratado.¹²

El polvo y el líquido se deben dispensar en la loseta un poco antes de que se empiece a mezclar para su colocación. La exposición prolongada a la atmósfera del consultorio altera la proporción ácido: agua del líquido. El polvo se debe incorporar en forma rápida dentro del líquido usando una espátula dura. (Figura 2) El tiempo de mezcla no debe exceder de 45 a 60 segundos. En ese momento, la mezcla debe tener una superficie satinada. La superficie brillante indica la presencia del poliácido que no ha participado en la reacción de fraguado. Este ácido residual garantiza la adhesión al diente. Si el proceso de mezclado es prolongado, se desarrolla una superficie opaca y no se realiza la adhesión. Ya que el tiempo de trabajo exacto difiere en varios productos, es decisivo seguir el tiempo de mezclado recomendado por el fabricante.³

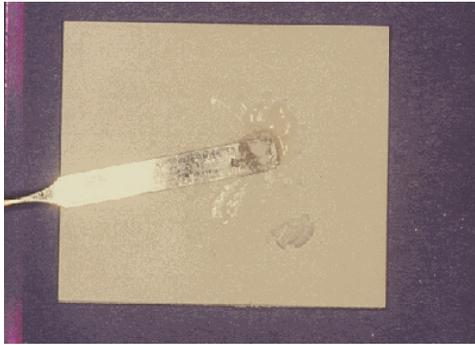


Figura 2. Mezclado del cemento de ionómero de vidrio.³¹²

Los ionómero de vidrio también se proporcionan en capsulas que contienen polvo y liquido ya medidos. La mezcla se lleva a cabo en un amalgamador después de que se rompe el sello que separa el polvo del líquido. La cápsula contienen una boquilla, así que la mezcla se puede inyectar directo en la cavidad sin ningún atraso. La velocidad de mezclado en el amalgamador es decisiva y, se deben seguir las instrucciones del fabricante.³

La principales ventajas de las capsulas son convincentes, y consisten en el control de de la proporción P:L y la eliminación de las variaciones asociadas a la espatulación a mano.²

Colocación del material.

El cemento mezclado se empaca de inmediato por medio de un instrumento de plástico o inyectado en la preparación. Cualquier retraso al colocarlo conduce a una apariencia opaca, y denota que la reacción de fraguado ha avanzado a un grado en donde los grupos carboxilo libres no pueden producir adhesión a la estructura del diente.³

Colocación de una matriz preformada.

Inmediatamente después de su colocación, se coloca una matriz preformada. Hay dos principales razones para esta matriz. Primero proporciona un contorno máximo, así que se requiere un mínimo de terminado. Además, la matriz garantiza la mejor integridad de la superficie posible. Segundo, la matriz protege el fraguado del cemento de perder o ganar agua durante el fraguado inicial. La matriz se deja en el lugar por lo menos cinco minutos, aunque el tiempo varía con el producto, dependiendo de la velocidad de fraguado.

Al remover la matriz, la superficie se debe proteger de inmediato mientras se elimina el material excedente de los márgenes. Para algunos productos, se puede usar un barniz especial proporcionado por el fabricante. Si se usa el barniz, se debe secar bajo condiciones ambientales, y no con el aire comprimido. El aire puede desplazar el barniz y deshidratar la superficie del cemento fresco expuesto, produciendo una fractura. Una mejor opción puede ser, el agente de adhesión de la resina sin relleno fotocurable, que es más un revestimiento impermeabilizante.³

Preparación dental.

El tallado del diente (Figura 3) se debe demorar por lo menos 24 horas.³

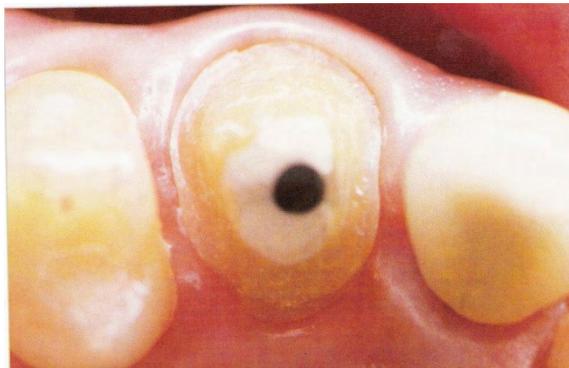


Figura 3. Vista incisal de la preparación concluida.¹⁵

CAPÍTULO II
CEMENTOS DE IONÓMERO DE VIDRIO MODIFICADOS CON
RESINA.

2.1 DESCRIPCIÓN.

Los ionómeros de vidrio modificados con resina fueron introducidos en la década de 1980.⁶

En los cementos de ionómero de vidrio (llamados ionómeros de vidrio convencionales para diferenciarlos de los ionómeros de vidrio modificados con resina) la cinética de la reacción ácido-base limita las posibilidades de disponer de cementos con muy largo tiempo de trabajo y corto tiempo de fraguado. Si el diseño industrial apunta a un rápido endurecimiento para facilitar el logro de las propiedades finales, el tiempo que tienen el profesional para su trabajo se reduce. A la inversa, si se desea aumentar el tiempo disponible para el trabajo se necesita mucho para alcanzar propiedades finales, con lo que las posibilidades de deterioro por exposición prematura al medio bucal se ven aumentadas.⁹

Una alternativa interesante para resolver esta desventaja surge a partir de una lenta reacción ácido-base para tener el adecuado tiempo de trabajo y complementarla, cuando el trabajo concluyó, con otra reacción que produzca un rápido endurecimiento. Este último tipo de situación es fácil de obtener a través de un mecanismo de polimerización.⁹

Otro inconveniente que presentan los ionómeros de vidrio convencionales, es la sensibilidad a la humedad que es resultado de reacciones lentas de fraguado ácido básico.⁶

Se han añadido al ionómero de vidrio, algunos grupos funcionales polimerizables a las formulaciones para impartir procesos adicionales de

curado que puedan superar estas dos desventajas y permitir al volumen del material que madure a través de la reacción ácido-básica.^{3,6}

De esta manera se obtuvo el ionómero modificado con resina, un material con mayor resistencia que el ionómero de vidrio convencional, que sigue teniendo adhesión específica al diente y liberación de flúor.¹

Este grupo de materiales se ha identificado con varios nombres, incluyendo CIV fotocurados, CIV de curado doble (para reacción de fotocurado y ácido-básica), CIV de curado triple (curado doble más curado químico), resinas de ionómeros, ionómeros híbridos, CIV modificado para resina.³

Recientemente se han desarrollado generaciones de ionómeros de vidrio que tienen periodos de fraguado rápido, alta resistencia, o reforzados. Estos grupos incluyen chemFlex (Densplay, Wey=bridge, UK) (Figura 4) y Fuji IX (GC, Tokyo, Japan). Estos mejoran las propiedades físicas y la resistencia a la disolución comparadas con el ionómero de vidrio convencional, esta mejoramiento se debe, en parte a una reducción en el tamaño de la partícula del vidrio de la matriz, que permite una rápida velocidad de reacción entre el vidrio y el ácido poliacrílico.⁶



Figura 4. Cemento de ionómero de vidrio modificado con resina.¹²

2.1 Descripción.

El ionómero de vidrio modificado con resina es un material de restauración dental de la familia del ionómero de vidrio. Esto significa que contiene polvo de vidrio liberador de iones y un ácido polimérico soluble en agua como el poliacrílico, además se adiciona a la estructura cerca del 5% de resina (monómeros orgánicos por lo general 2-hidroxietilmetacrilato (HEMA)) y un sistema iniciador asociado. Los iniciadores son generalmente fotosensibles de modo que la mayoría de las formulaciones de ionómeros de vidrio modificados con resina son de curado con luz (fotocurado) usando una lámpara de curado dental que emite luz a longitudes de onda centradas en 470 nm.^{6,7}

Este producto tiene dos maneras de endurecer: por la reacción ácido-base del ionómero y por la fotopolimerización de los activadores de la resina.¹

Los ionómeros de vidrio modificados con resina son capaces de formar fuertes uniones a esmalte y dentina y también liberan flúor. Otros iones también liberados son el Na, Ca, Sr, Al, P y Si. Estos iones son los mismos que los liberados por los ionómeros de vidrio convencionales aunque los niveles de fósforo liberados, son más bajos que los encontrados en el ionómero de vidrio convencionales.⁷

2.2 Composición.

El componente del polvo del ionómero modificado consiste en un vidrio liberador de iones. El componente del líquido casi siempre contiene agua, ácido poliacrílico, copolímeros orgánicos con algunos grupos carboxilos modificados con monómeros de metacrilato e hidroxietilmetacrilato (HEMA). Los últimos dos ingredientes son los responsables de la polimerización.³

2.3 Indicaciones.

Los ionómeros de vidrio modificados con resina fueron desarrollados para un número de aplicaciones específicas en la odontología. Originalmente formulada como material para forro o base, los modernos pueden ser usados como materiales de restauración y para reconstrucción de núcleos.¹

2.4 Reacciones de fraguado.

Los cementos de ionómero de vidrio modificado con resina experimentan la reacción de ácido-base original y se complementan con monómeros e iniciadores capaces de generar polimerización fotoquímica¹⁰, es decir, ellos pueden ser fotocurables, autocurables o con ambos sistemas de activación.⁹

Esta reacción fotoquímica reduce la sensibilidad a la humedad y deshidratación normalmente asociado con la primera etapa de la reacción ácido-base del ionómero de vidrio convencional, debido a que la resina confiere resistencia a cambios en el equilibrio acuoso.¹⁰

La reacción de fraguado inicial del material es por polimerización de los grupos metacrilatos. La reacción lenta ácido-básica es la responsable final del único proceso de maduración y resistencia final. Para ajustar los ingredientes de polimerización, el contenido de toda el agua es menor para este tipo de material. La reacción ácido-base es mas lenta comparada con la del ionómero de vidrio convencional.³

2.5 Propiedades fisicoquímicas.

Presenta todos los principios fisicoquímicos de los ionómero de vidrio .¹

La variación de las propiedades de los ionómeros de vidrio convencionales se puede atribuir a la presencia de resinas polimerizables, pequeñas cantidades de agua y ácidos carboxílicos en el líquido. La más notable es probablemente la reducción de translucidez del material modificado de resina por una diferencia significativa en el índice de refracción entre el polvo y la matriz de resina polimerizada. Basado en análisis in vitro, estos materiales liberan niveles de fluoruro comparables a los CIV convencionales.³

Su resistencia a la abrasión y desgaste es menor que la del ionómero de vidrio.⁶

2.6 Fuerza de los ionómeros de vidrio modificados de resina.

La resistencia a la tensión de los ionómeros de vidrio modificados es mayor que la de los CIV convencionales. Este incremento de resistencia se atribuye a la mayor cantidad de deformación plástica que puede ser mantenida antes de que ocurra la fractura.³

2.7 Biocompatibilidad.

John W. Nicholson en su artículo *The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry* describe la interacción la del ionómero de vidrio modificado con resina con la superficie del diente, su posible influencia en la pulpa. También cubre aspectos de la interacción del ionómero de vidrio modificado con resina y sus componentes con el personal dental, específicamente con el contacto con la piel e inhalación.⁷

La biocompatibilidad de este material ha sido considerado en términos de citotoxicidad hacia las células pulpares en un ensayo de (MTT). Estos estudios han demostrado que la concentración de iones orgánicos, Sr^{2+} , Al^{3+} y F^{-5} son demasiado bajos para tener cualquier efecto citotóxico. Sin embargo en la polimerización el HEMA que se encuentra en la composición del ionómero de vidrio híbrido, es liberado.⁷

Presencia del HEMA.

La presencia de HEMA altera la reacción ácido-base de los materiales modificados con resina. Se hace más lento y en principio induce la formación de un material significativamente más débil. (Tabla 2). En la practica, la fotolimerización del HEMA contribuye significativamente a la resistencia de todo el material, de modo que el ionómero de vidrio modificado con resina tiene aproximadamente la misma resistencia que el ionómero de vidrio convencional.⁷

Tabla 2.

Efecto del HEMA en las propiedades del cemento de ionómero de vidrio.⁷		
	Tiempo de fraguado (min)	Fuerza compresiva (MPa)
Ionómero de vidrio (solo)	9.1	230
Ionómero de vidrio (con HEMA)	19.1	147

Reportes de biocompatibilidad del ionómero de vidrio modificado con resina.

Estudios realizados demostraron que la liberación del HEMA se produce principalmente en las primeras 24 horas después de la polimerización, el HEMA es sin duda la sustancia que compromete la biocompatibilidad del ionómero de vidrio modificado con resina. El HEMA tiene el potencial de ser distribuido desde una localización específica en la boca y ser la fuente de efectos adversos en los pacientes.⁷

Liberación del HEMA.

Es el componente que se sabe que es liberado por el ionómero de vidrio modificado con resina.

Palmer et al. determinaron los factores que influyen en la liberación del HEMA. Demostraron claramente que el grado de fotopolimerización es un factor importante en el control del HEMA, el curado se debe de llevar a cabo de acuerdo a las instrucciones del fabricante con el fin de minimizar la liberación del HEMA.⁷

Efectos del HEMA en la pulpa.

Estudios demostraron que el HEMA es capaz de difundirse a través de la dentina hacia la pulpa. Cuando esto sucede existe un considerable daño a la pulpa, por ejemplo inflamación a la pulpa. Esto se ha demostrado que sucede debido al efecto de los productos químicos y no a la contaminación bacteriana.

En general se puede concluir que aunque los efectos del HEMA liberado del ionómero de vidrio modificado con resina sobre la pulpa pueden ser de corta duración, esto debe tenerse en consideración.⁷

Las conclusiones generales son que la biocompatibilidad del ionómero de vidrio modificado con resina es mucho menor que la de ionómeros de vidrio convencionales y el responsable de esta falta de biocompatibilidad es el monómero HEMA.⁷

2.8 Manejo clínico de los ionómero de vidrio modificado con resina.

Para poder usar los cementos de ionómero de vidrio modificado con resina se recomiendan las siguientes precauciones:

- Asegurar que el ambiente de trabajo este bien ventilado. (El HEMA es volátil y sus vapores pueden ser fácilmente inhalados lo que lleva a reacciones adversas en el sistema respiratorio)
- Evitar la inhalación del vapor del HEMA.
- Colocar el ionómero de vidrio híbrido con instrumentos, nunca con las manos, incluso con el uso de guantes, el HEMA puede penetrar guantes de látex provocando dermatitis al contacto.
- Evitar el contacto del cemento modificado con resina con la mucosa oral del paciente. (Estudios han demostrado que el efecto del HEMA en las células de diversos tipos es de citotoxicidad).
- Usar un liner para prevenir la difusión del HEMA a la pulpa.
- Para reconstrucción de núcleos colocarlo en incrementos (espesor optimo de 1 mm espesor máximo de 2mm) para permitir que cada incremento sea apropiadamente polimerizada, por medio de esto se reduce la cantidad de HEMA que pueda ser liberado.
- Fotocurado de los restos del cemento sin usar antes de su eliminación para reducir la posibilidad de exposición al vapor volátil del HEMA.⁷

2.9 Efecto del EDTA en el pre-tratamiento de la dentina.

El ionómero de vidrio modificado con resina comienza por una reacción química que permite la unión a tejidos dentarios cuando el componente carboxílico del cemento y el calcio presente en esmalte y dentina reaccionan. En adición a la unión química, el ionómero de vidrio modificado con resina presenta unión micro-mecánica con la dentina previamente acondicionada.¹⁰

En algunos ionómeros de vidrio modificados con resina se indica la preparación de la superficie dentinaria antes de su colocación. Esto se puede realizar con sustancias específicas (primers) para mejorar la adhesión lograda a estos sustratos. En todos los casos se debe seguir las indicaciones del fabricante.⁹

En un estudio realizado por Ticiane C. Fagundes et al. el ionómero de vidrio modificado con resina se aplicó sin acondicionadores sobre dentina; se comprobó que la unión micro-mecánica proveía limitada retención por la rugosidad de la superficie intrínseca de la dentina y la porosidad creada por las mismas características del grabado. Llegaron a la conclusión de que esto es un factor que compromete la adhesión del ionómero de vidrio híbrido con el tiempo, pero cuando el EDTA fue usado para el pre-tratamiento de la dentina la fuerza de unión de los cementos de ionómero de vidrio modificado con resina a la dentina aumentaba y mejoraba la resistencia a la degradación de esta unión.¹⁰

El EDTA fue seleccionado para este estudio por disolver la superficie de la dentina, sin alterar las proteínas.¹⁰

2.10 Ventajas y desventajas.

Ventajas

- Adecuado tiempo de trabajo con rápido endurecimiento a través de un mecanismo polimerización.⁹
- Mayor estabilidad química en el medio bucal y una mayor tenacidad.⁹
- Mejoran las características de manipulación respecto a los monómeros de vidrio convencionales.¹⁰
- El tiempo de trabajo aumenta, facilitando su colocación.¹⁰
- La reducción del tiempo de fraguado por fotopolimerización disminuye la sensibilidad a la pérdida y ganancia de agua del material en las primeras fases de la reacción de fraguado.¹⁰
- Baja solubilidad.¹⁰
- La resistencia al cizallamiento de la unión a la dentina y esmalte son también elevadas y han demostrado acercarse a las de algunos agentes adhesivos dentinarios.¹⁰
- La incorporación la resina de resina aumenta la dureza y la resistencia compresiva y disminuye la friabilidad.¹⁰
- Conserva las propiedades de anticariogenicidad debida a la liberación del fluoruro y compatibilidad térmica con el diente.¹⁰
- Adhesión química y mecánica a las estructuras dentarias.¹⁰

Desventajas

- Baja resistencia compresiva y tensiva diametral comparadas con las resinas compuestas y la amalgama.¹¹

2.11 Presentaciones.

En la actualidad pueden presentarse en forma de polvo/liquido. También pueden adquirirse en forma de cápsulas predosificadas. Para poder trabajar con estos últimos es indispensable disponer de un mezclador mecánico para efectuar la mezcla y, eventualmente para el uso de ciertas marcas comerciales, de dispositivos para la activación de las cápsulas cuando el producto así lo requiera y de elementos que permitan inyectar el material mezclado.⁹

2.12 Protocolo para la reconstrucción de los núcleos con ionómeros de vidrio modificados con resina.

Preparación cavitaria

- Prepare la cavidad eliminando todo resto de material restaurador. Coloque postes intrarradiculares o pins intradentarios cuando se lo amerite la situación.
- Limpie la superficie del esmalte y dentina remanente con el auxilio de pasta profiláctica o piedra pómez.
- Lavar la cavidad con spray de agua y séquela gentilmente con aire. No diseque la dentina.
- Utilice aislamiento con dique o rollos de algodón para evitar posible contaminación.¹²

Aplicación del primer

- Aplicar el *Primer* sobre las superficies y los márgenes (Figura 5) y adelgazar el *Primer* con aire.



Figura 5. Aplicación del primer.¹²

- Fotopolimerizar el *Primer* por 10 segundos.¹²

Manipulación del material

- Dispensar el número deseado de clics de material sobre la loseta (Figura 6) y mezclar con una espátula por 20 segundos (Figura 7). Es muy importante no mezclar menos de 20 segundos, pues todos los componentes se deben integrar completamente.¹²

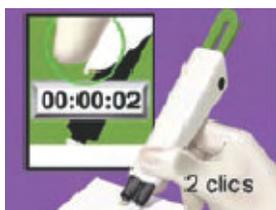


Figura 6. Dispensado del material.¹²



Figura 7. Mezclado del material.¹²

- Tome el material con el instrumento impregnado con primer y llévelo a la preparación (Figura 8) o llenar una punta dispensadora con el material mezclado (Figura 9) y colocarla en la preparación del diente.¹²



Figura 8. Obtención del material con el instrumento.¹²



Figura 9. Obtención del material con una punta dispensadora.¹²

Colocación del material.

- Colocar el ionómero en los confines de la preparación si se utiliza una punta dispensadora mantener la punta sumergida en el material, para evitar que atrape burbujas de aire que dejen espacios vacíos (Figura 10) Es recomendable dejar que el material mezclado se asiente en la punta de la jeringa por 30 segundos antes de inyectarlo. Este pequeño lapso permite que el material se solidifique un poco para un dispensado más fácil.¹²



Figura 10. Colocación del material en la preparación.¹²

- Colocar incrementos de 2 mm de espesor y fotopolimerizar cada porción por 20 segundos de exposición de luz (Figura 11).¹²



Figura 11. Fotopolimerización del material.¹²

Preparación dental

La pieza dental podrá ser tallada inmediatamente después de una completa polimerización (Figura 12).¹²



Figura 12. Vista frontal de la reconstrucción con núcleo de relleno de ionómero de vidrio modificado con resina.¹²

CAPÍTULO III
RESINAS COMPUESTAS.

3.1 Datos históricos y evolución de las resinas compuestas.

Este tipo de materiales de restauración son los que más investigación, variantes y usos han tenido en los últimos años en el campo odontológico; aparecieron con el fin de sustituir a los silicatos y resinas acrílicas, que hasta antes de los sesenta eran los únicos materiales utilizados para restauración estética. La acidez tan alta de los cementos de silicato y la inestabilidad volumétrica tan grande de las resinas acrílicas fue la principal razón para buscar materiales sustitutos.¹

Como la investigación en polímeros estaba fuertemente apoyada por la industria aeronáutica y militar, fue en ese ámbito donde el doctor estadounidense Rafael L. Bowen desarrollo en los años sesenta una molécula orgánica polimérica que tienen menores cambios dimensionales llamada bis-fenol A glicidil dimetacrilato (BIS-GMA) y que con el agregado de partículas inorgánicas reduce aun mas en cambio dimensional aumentando se resistencia.¹

Desde su aparición hasta la fecha ha sufrido muchos cambios en su formulación, todos ellos encaminados a darnos productos con mejores propiedades físicas, sobre todo en los que se refiere a reducir el cambio volumétrico, que es actualmente en fenómeno más sensible de este tipo de material.¹

Se han desarrollado varios mecanismos o sistemas para lograr mayor sellado y permanencia en los dientes con estos materiales, entre estos mecanismos se encuentra el grabado ácido, el uso de adhesivos específicos y los procesos de polimerización, sin los cuales no se podrían obtener los resultados clínicos actuales de estos materiales.¹

3.2 Definición.

Es una mezcla de material orgánico y material inorgánico tratado con un silano órgano-funcional para poder unirse con el orgánico. ¹

3.3 Norma correspondiente.

La que corresponde a este grupo de materiales es la norma 27 de la ADA.¹

3.4 Clasificación de acuerdo con la norma.

- Clase A. Material recomendado por el fabricante para usarse en restauraciones que involucran caras oclusales.
- Clase B. Material recomendado para todos los demás usos.¹

Estas clases pueden ser:

- Tipo I. De reacción química o quimiopolimerizables (también llamadas autopolimerizables).
- Tipo II. De activación por energía externa de la luz azul o fotopolimerizables. Aquí se incluye también las que se activan de las dos formas (por quimiopolimerización y fotopolimerización), llamadas de polimerización dual.¹

3.6 Indicaciones.

- Restaurar dientes anteriores y posteriores.
- Selladores de fosetas y fisuras.
- Reconstrucción de núcleos.¹

3.7 Composición.

Las formulas de resinas compuestas poseen 3 componentes fundamentales:

- **Matriz orgánica.** La base de la composición de las resinas compuestas son las moléculas bis-fenol A glicidil dimetacrilato (BIS-GMA) o dimetracrilato de uretano (UDMA) o una mezcla de las dos, además de trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA), como material orgánico¹
- **El refuerzo inorgánico.** La fase inorgánica adicionada a la matriz de polímeros, permitirá en alta concentración aumentar las características de resistencia compresiva, tensional, aumento de la dureza, resistencia a la abrasión y disminución del coeficiente de expansión térmica. Así como la disminución de la contracción volumétrica de polimerización.²

De acuerdo con los sistemas de resinas el refuerzo inorgánico puede oscilar entre un 50% hasta un 84%. Dentro de los materiales usados como refuerzos podemos mencionar: cuarzo fundido ,vidrio de alumino-silicato, vidrio de boro-silicato, silicato de litio y aluminio, fluoruros de Ca, vidrio de estroncio, vidrio de Zn, zirconio.²

Características del refuerzo:

Forma de la partícula. Sabiendo el tamaño de las partículas de esa resina se podrá seleccionar la zona donde colocarla:

Resinas con partículas grandes o convencionales (1 a 25 micras) tienen buena resistencia ante cargas, pero la superficie que forman, aunque tersa en un principio, con el uso pronto se vuelve áspera, por lo que para dientes anteriores no son las idóneas.

Resinas con partículas pequeñas o de microrelleno (0.04 a 1 micras) logran una mejor tersura que se mantiene por mayor tiempo, aunque su resistencia a cargas no es ideal para dientes posteriores.

Resinas con partículas pequeñas y grandes, o híbridas (0.1 a 3 micras), permiten obtener y mantener tersuras por un tiempo aceptable, alta resistencia y baja abrasión, por lo que su uso tanto para dientes anteriores como posteriores está justificado. ²

- **Agente de unión:** Para que una sustancia utilizada como refuerzo, actué como tal, es necesario que dicho refuerzo tenga unión química con sustancia a la cual va a reforzar.

Para facilitar la unión entre 2 fases completamente diferentes químicamente, la orgánica o de polímeros y el refuerzo inorgánico se utilizan los agentes de unión. Esta unión debe ser fuerte, de lo contrario se producirá el desprendimiento de las partículas de vidrio y la penetración de humedad en la interfaz.

El agente de unión más efectivo y de uso actual es el silano²

- ***Activadores iniciadores e inhibidores de la reacción de polimerización.***¹

3.8 Reacción química.

La molécula de BIS-GMA presenta dobles ligaduras (C=C), la ruptura de estas por un iniciador da paso a la polimerización y al endurecimiento de la resina.

El iniciador comúnmente es el peróxido de benzoilo, el cual es activado por una amina terciaria en las llamadas resinas autopolimerizables o quimiopolimerizables.

Las resinas fotopolimerizables contienen canforoquinonas o dicetonas que, al ser estimuladas por un haz de luz azul con un intervalo de 430 a 500 nanómetros de longitud de onda, incidirán en los iniciadores, los activarán para que rompan las dobles ligaduras y se de la polimerización y el endurecimiento.³

3.9 Propiedades fisicoquímicas.

Este material se contrae, como todo compuesto plástico con reacción de polimerización. Por formar un sólido amorfo tiene suficiente energía para presentar cambios de volumen al variar la temperatura y al absorber líquidos, o sea, se da el fenómeno de sorción.¹

La presencia de material de relleno las hace resistentes a cargas y a la abrasión, disminuye la contracción de polimerización y los cambios de volumen por temperatura y sorción de líquidos.

El cambio dimensional de las resinas compuestas es directamente proporcional al volumen del material empleado: restauraciones pequeñas tendrán menos cambios que las grandes.

El oxígeno es un elemento que actúa como inhibidor de la polimerización, por lo que en el estrato expuesto de la resina al ambiente produce una capa muy fina inhibida o sin polimerizar, esta capa inhibida permite que se unan capas de resina una sobre la otra en grandes restauraciones.¹

3.10 Respuesta biológica.

Se puede decir que, después de una correcta y total polimerización, es un material sin problemas de biocompatibilidad. Deficiencias en este proceso hacen que las moléculas orgánicas reactivas, aquellas que quedan sin polimerizar, produzcan una reacción de irritación, que dependerá de la zona y profundidad donde se coloque; el daño puede ir desde sensibilidad dental, hasta muerte pulpar. Por esta razón los mecanismos de polimerización desempeñan una función muy importante con base a la respuesta biológica.¹

3.11 Presentaciones y manipulación.

Actualmente las resinas fotopolimerizables su presentación es una pasta dentro de jeringas de mayor a menor volumen u otro tipo de recipientes con menor contenido de material (capsulas individualizadas, cilindros, etc.), de donde se toma el material con una espátula de plástico, teflón, aluminio o acero inoxidable, y se lleva a la zona que se va a reconstruir; con las jeringas

de poco volumen y capsulas individualizadas se puede colocar directamente en dicha zona; se coloca una o varias capas no mayores a la profundidad máxima de fotopolimerización indicada por el fabricante (normalmente 2 mm); se coloca la primera capa se fotopolimerizan durante el tiempo recomendado, se coloca la siguiente capa sobre la anterior y se fotopolimeriza, así hasta restaurar por completo.¹

Actualmente la presentación de las resinas autopolimerizables es en dos tarros uno con la pasta base y otro con la pasta catalizadora, los cuales endurecen si se mezclan de acuerdo con las indicaciones del fabricante. El fabricante proporciona espátulas de plástico con dos extremos de trabajo, uno para tomar la pasta base y otro para tomar la catalizadora. Se coloca sobre una loseta de cartón tratado, que viene con el producto, la cantidad de base y catalizadora indicada en las instrucciones (casi siempre partes iguales) con un extremo de la espátula, se mezcla con movimientos revolventes durante el tiempo recomendado por el fabricante (normalmente 45 segundos), hasta lograr una consistencia homogénea, esta mezcla se lleva con la misma espátula, pero con el extremo mas pequeño, a la zona que se va a cubrir; tratando de no atrapar burbujas.¹

3.12 Variables en su manipulación.

Siempre que se pueda aislar la cavidad con dique de hule, hay que hacerlo.¹

Es necesario limpiar la cavidad de contaminantes, como agua, aceite o barrillo dentario.¹

Con las autopolimerizables, si después de que ha polimerizado falta material para darle la forma y anatomía al diente, puede unirse a este otra masa colocando inmediatamente la pasta faltante.¹

En las resinas fotopolimerizables el buen estado de la lámpara es necesario para obtener los resultados deseados. Una lámpara en mal estado es uno de los factores mas frecuentes de fracasos por dejar resinas con bajas propiedades físicas y provocar alta irritabilidad.¹

El fabricante de resinas compuestas fotopolimerizables las presenta dentro de estuches opacos (que no permiten el paso de luz), ya que la exposición a luz ambiental, cualquiera que esta sea, puede iniciar la polimerización.¹

Para lograr el mejor resultado clínico se requiere el auxilio de los sistemas de adhesión.¹

3.13 Ventajas y desventajas.

Ventajas

- Son insolubles.¹
- Es aceptable su biocompatibilidad.¹
- El manejo de las autopolimerizables es sencillo.¹
- Las fotopolimerizables nos ofrecen un tiempo de trabajo prolongado.¹
- Son compatibles con sistemas de adhesión a esmalte y dentina.¹
- En las fotopolimerizables, cuando el trabajo de dar forma a la pasta fue completado, la polimerización se hace de manera rápida al actuar la luz activadora conveniente, lo que permite el inmediato tallado del diente.⁹

Desventajas.

- Se contraen al polimerizarse.¹
- Se dispone de poco tiempo de trabajo con las autopolimerizables.¹
- Se requiere equipo especial para su polimerización en las fotopolimerizables.¹
- Requiere varios pasos y ocupa más tiempo el manejo de las fotopolimerizables.¹
- En los productos de activación química, el tiempo de trabajo está limitado por la cinética de la reacción química que se inicia al comenzar la mezcla de las dos pastas. Si el trabajo de ubicación y conformado del material en la zona a restaurar no se hace con rapidez, se corre el riesgo de manipularlo cuando la polimerización ya ha avanzado lo suficiente para que se vean afectadas en forma negativa las propiedades finales.⁹
- En las autopolimerizables, si por algún apresuramiento en el trabajo que a veces puede darse en una situación clínica la mezcla no lograra una distribución pareja del iniciador y el activador, pueden quedar partes sin completar su polimerización. Estas son deterioradas por la acción química y mecánica del medio bucal, con lo que la restauración pierde sus características deseables.⁹
- Bajo módulo de elasticidad hace que haya deformación permanente de la resina en las cargas oclusales.¹³
- El coeficiente de dilatación térmica es de dos a diez veces más elevado que el diente.¹³

3.14 Protocolo para la reconstrucción de núcleos con resina compuesta.

Preparación cavitaria.

- Prepare la cavidad eliminando todo resto de material restaurador.
Coloque postes intrarradiculares o pins intradentarios cuando lo amerite la situación
- Limpie la superficie del esmalte y dentina remanente con el auxilio de pasta profiláctica o piedra pómez.
- Lavar la cavidad con spray de agua y séquela gentilmente con aire. No diseque la dentina.
- Utilice aislamiento con dique o rollos de algodón para evitar posible contaminación.¹⁴

Protección pulpar.

- En caso de cavidades muy profundas en que se encuentra muy cercana la pulpa es conveniente proteger la misma.
 - Cubra la dentina mas cercana a la pulpa (distancia < 1 mm) con liner de Hidróxido de Calcio (e.j. Dycal®).
 - Deje el resto de la superficie cavitaria libre para la aplicación del adhesivo, ya sea Prime&Bond *NT* o Xeno III.¹⁴

Colocación de la matriz

Será necesaria la colocación de una matriz cuando utilicemos resinas autopolimerizable y dual.¹⁴

Acondicionamiento y aplicación del adhesivo.

Después de realizar un aislamiento adecuado, aplicar acondicionador en gel sobre la superficie dentaria. Grabar el esmalte, dejando en contacto durante 15 segundos. Enseguida extender el acondicionador gel sobre la dentina y dejar durante 15 segundos más.

Remover el gel con un extractor de alta potencia y un spray de agua. Lavar las áreas acondicionadas, por lo menos, 15 segundos. Secar el exceso de humedad con una torunda de algodón. Después de la remoción del exceso de humedad, proceder inmediatamente a la aplicación de PRIMER & BOND.

El objetivo del secado por absorción es promover la cantidad de agua correcta a la superficie dental a través de la remoción del exceso de agua y evitar una desecación excesiva de la superficie de la dentina. No frotar la superficie dental durante el secado. La superficie debe presentar un aspecto húmedo y brillante.¹⁴

Aplicación del composite.

Dependiendo del tipo de polimerización:

- Fotopolimerización: Aplicar el composite en capas de 2 a 3 mm (Figura 13 y 14) y fotopolimerizar cada incremento durante 40 segundos.
- Autopolimerización: Aplicar grandes capas de composite en una matriz preformada. Posicionando sobre la sobre la preparación dental. Aguardar la autopolimerización que se produce entre los 4 a 5 minutos después de iniciada la mezcla.
- Polimerización dual: Aplicar las primeras capas de 2 mm de resina compuesta alrededor de los pernos intradentarios o intradentinarios.

fotopolimerizar cada capa durante 40 segundos y mientras tanto preparar una nueva mezcla y aplicar incrementos mayores con auxilio de matrices premoldeadas esperando su autopolimerización, que se dará entre 4 y 5 minutos después de iniciada la mezcla. La Fotopolimerización de la superficie externa no es necesaria, pero es recomendable.¹⁴

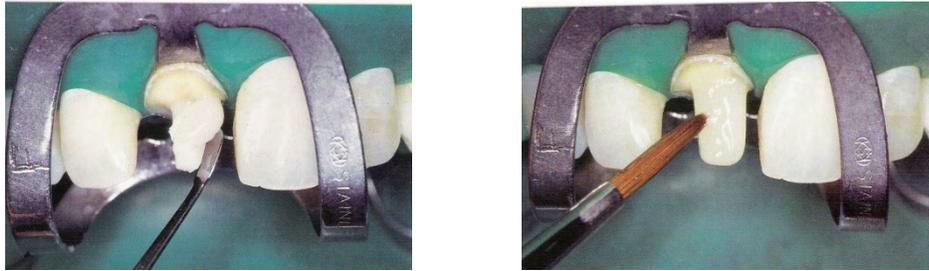


Figura. 13 y 14. Colocación del material en incrementos de 2mm.¹⁵

Preparación dental.

La pieza dental podrá ser tallada (Figura 15) inmediatamente después de una completa polimerización.¹⁴



Figura 15. Preparación del diente.¹⁵

CAPÍTULO IV
RECONSTRUCCIÓN DE NÚCLEOS.

Existen diversas situaciones clínicas en las que nos encontramos con grandes pérdidas de estructura coronaria, resultantes de caries, fracturas, restauraciones previas, tratamientos endodónticos o la combinación de varios factores. En la planificación de estos casos se debe incluir la reposición de la corona clínica perdida para garantizar la obtención del éxito de la restauración final. Las formas de retención y resistencia de la preparación están directamente relacionadas con la altura y expulsión de las paredes axiales. Después de la pérdida coronaria y la preparación, el remanente dental va a determinar la necesidad de indicar un núcleo. Los núcleos representan la reposición de la estructura coronaria perdida con materiales dentarios a través de técnicas directas o indirectas; puede ser necesario el anclaje de estos materiales en los canales radiculares, la denominada retención intrarradicular.¹⁵

Los sistemas adhesivos más eficaces han sido desarrollados en los últimos años, permitiendo que los principios biomecánicos de retención y resistencia fueran obtenidos en la porción coronaria, reduciendo la indicación al tratamiento endodóntico con finalidad protésica. Los cuidados técnicos durante la preparación, aliados al pequeño intervalo de tiempo entre la preparación y la instalación de las prótesis reducen la permeabilidad dentaria y favorecen el mantenimiento de la vitalidad pulpar. Si el remanente coronario no tiene altura o volumen suficientes, será necesario obtener la retención del núcleo en los canales radiculares. Para dientes vitalizados esta indicado el tratamiento endodóntico finalidad protésica.¹⁵

Los núcleos son reconstrucciones de la porción coronaria ausente debido a diversos factores (caries, trauma, restauración, acceso endodóntico), pudiendo o no estar acompañados por sistemas de retención adicionales. Estos sistemas pueden ser tornillos intradentarios, para dientes vitales o no vitales. Y postes intrarradiculares, para dientes tratados endodónticamente.¹⁵

Estos núcleos se clasifican en dos tipos.

- **Núcleos de relleno** son hechos con materiales de relleno (amalgamas, resina compuesta, ionómero de vidrio, compómeros), que pueden ir acompañados por tornillos intradentarios o intrarradiculares. Estos núcleos son hechos en sesión única, sin etapas de laboratorio.
- **Núcleos colados** son hechos a partir de un patrón de cera o resina obtenido por la técnica directa (modelado) o en un modelo de trabajo (moldeamiento). El patrón de cera o resina se incluye en el revestimiento y el núcleo se obtiene a través de una inyección del material del núcleo por la técnica de la cera perdida.¹⁵

Los muñones colados se pueden emplear para casos en que falta gran parte de la corona dentaria, o el conducto de la raíz es muy ancho e irregular. Finalmente también se pueden utilizar reconstrucciones integrales cerámicas.¹⁶

4.1 Retención intrarradicular.

La colocación de cualquier forma de retención intrarradicular, tanto núcleos colados como núcleos de relleno con tornillos prefabricados, no promueve el refuerzo de estos dientes. Por lo tanto, un diente tratado endodónticamente, que sufra pequeña pérdida estructural no requiere postes intrarradiculares metálicos o estéticos, existiendo consenso en el sentido de la máxima preservación de la estructura dental. La indicación para un retenedor intrarradicular está vinculada a la necesidad de darle las formas de retención y resistencia al núcleo y a la preparación protética.¹⁷

Uno de los principales objetivos del poste es retener el material de restauración del muñón. Es muy importante que la corona recubra el diente, y sus márgenes se alojen en dentina sana, para esto es necesario un mínimo de 2 o 1.5 mm de dentina sana alrededor de la interfase diente-núcleo. Este collar alrededor de la superficie de la corona se llama férula y protege al diente de las posibles fracturas.¹⁸

4.2 Consideraciones clínicas para la selección del tipo de núcleo.

La ***cantidad de corona clínica remanente*** es muy importante en la indicación del tipo de retenedor. En la planificación para corona total, los núcleos colados estarán indicados para todos los dientes anteriores y premolares con menos del 50 % de la corona clínica remanente. En molares, sin embargo, si hay dos o más paredes presentes, podemos indicar núcleo de relleno con o sin postes intrarradiculares; el volumen de la cámara pulpar puede auxiliar la retención y resistencia del material de relleno. Si existe menos de 2.0 mm de altura de la estructura coronaria o de dos cúspides remanentes, los núcleos colados son la mejor alternativa restauradora.¹⁹

Libman y Nichols demostraron que la existencia de una **contención cervical** es importante para el pronóstico de los dientes con núcleos. Lo ideal, según los autores, sería que la preparación coronaria estuviera localizada 1.5 a 2.0 mm mas hacia apical que el término del núcleo, para mayor longevidad de la restauración. Existe consenso en la literatura en cuanto a la necesidad de una contención cuando los núcleos están indicados, para resistir las cargas dinámicas y reducir la concentración de esfuerzos en el límite entre núcleo y diente.²⁰ Una cámara pulpar profunda o con pareceres convergentes también facilita resistencia a la tracción y al cizallamiento del material de relleno, dispensando el uso de postes.²¹

Los núcleos de relleno de resina compuesta, realizados en dientes con pequeño remanente sufren deformaciones bajo cargas de tracción y cizallamiento, lo que lleva a la microfiltración y a la descementación de la restauración, siendo necesario un mínimo de 1.5 mm de dentina apical al material de relleno para contener una posible salida del mismo.²²

La **localización del diente** a ser restaurado, así como la **incidencia de fuerzas oclusales** son factores a ser considerados. Dientes desvitalizados posteriores están sujetos a cargas de mayor intensidad que en la región anterior; sin embargo, Torbjörner y sus colaboradores encontraron un porcentaje mayor de fracasos en la región maxilar anterior, justificando este hallazgo por la mayor incidencia de fuerzas horizontales en estos dientes.²³

Loney y sus colaboradores examinaron la influencia de diferentes ángulos de fuerzas (110, 130 y 150 grados en relación con el eje largo del diente) incidiendo en dientes restaurados con núcleos metálicos colados y coronas totales metálicas. Concluyeron que, cuando la incidencia de fuerzas esta

más cerca del eje largo del diente, la fuerza necesaria para fracturar los dientes es mayor que en los ángulos más horizontales.²⁴

Sin embargo, el ángulo de incidencia de la fuerza es más importante que la intensidad de la misma. Cuando la altura de la dentina remanente es insuficiente y los esfuerzos son predominantemente horizontales, los núcleos de relleno pueden fallar debido a la presencia de varios metales incompatibles químicamente (por ejemplo, los postes prefabricados de zirconio tetragonal no están indicados para la confección de núcleos de relleno con resina compuesta, pues la diferencia entre los módulos de elasticidad de los dos materiales hace que la carga oclusal sea transmitida directamente a la raíz, ocasionando fracturas radiculares, la retención del material de relleno al poste es igualmente crítica por que no existe compatibilidad química entre el zirconio y las resinas compuestas)²⁵, estando indicados los núcleos colados.²⁴

De esta manera, es importante no solamente la localización en el arco, sino principalmente el tipo de esfuerzo oclusal a que el diente será sometido después de la restauración final. Los dientes posteriores, en la ausencia de guía anterior, estarán sujetos a esfuerzos horizontales y verticales. El tipo de traslape anterior; vertical y horizontal, va a modular la incidencia de fuerzas horizontales y, consecuentemente, los esfuerzos de deformación en estos dientes. Los dientes anteriores con traslape vertical negativo (mordida abierta anterior) u horizontal acentuados (clase II división I de Angle) no serán muy solicitados.¹⁵

4.3 Núcleos de relleno.

Los núcleos de relleno son hechos con la aplicación de materiales de relleno asociados o no a sistemas de retención coronarios (tornillos intradentarios) o radiculares (postes intrarradiculares). Según Pegoraro y colaboradores en los núcleos de relleno, la estructura coronaria y el material de relleno son interdependientes en la resistencia final del diente preparado, o sea, uno contribuye para aumentar la resistencia estructural del otro.²⁶

Los sistemas de núcleos adhesivos presentan, sin embargo una tendencia a sufrir microfiltración.²⁷

4.4 Materiales de relleno.

Inicialmente los materiales utilizados con esta finalidad eran los disponibles para restauraciones. Con el creciente uso de los núcleos de relleno y el desarrollo de los sistemas de postes prefabricados han surgido materiales específicos para esta finalidad (Bis-Core y Core Flor, de la BISCO. Ti-Core Natural, de la Essential Dental Systems).¹⁵

Las propiedades específicas deseables en los materiales de relleno serian:

- Biocompatibilidad;
- Ausencia de corrosión.
- Liberación de flúor.
- Adhesión a la estructura dental.

- Compatibilidad química con el sistema de poste utilizado.
- Estabilidad dimensional.
- Alto módulo de estabilidad.
- Resistencia compresiva.
- Resistencia a la tracción.
- Resistencia a la deformación
- Dureza.
- Adecuado tiempo de trabajo.
- Posibilidad de reparación inmediata.
- Estética.¹⁵

La función de la porción coronaria del núcleo es distribuir los esfuerzos sometidos a la corona a lo largo del poste y de la raíz. De esta manera, las propiedades mecánicas de este material necesitan ser compatibles con las características del tornillo y de la estructura subyacente. La altura de la contención por la dentina cervical al núcleo interactúa con las propiedades mecánicas del material de relleno: Kovarik y sus colaboradores mencionan que, cuando los márgenes de la corona están puestos debajo del término del núcleo, los esfuerzos oclusales son transmitidos directamente al conjunto poste-núcleo. Cuanto mayor la altura de la dentina de contención cervical, menor la importancia de las propiedades mecánicas del material del relleno, porque este material estará más protegido por la estructura dentaria.²⁸

El módulo de elasticidad, o módulo de Young, representa la relación tensión/deformación sufrida por un material antes del fallo catastrófico o

ruptura. Cuanto mayor modulo de elasticidad, mayor la rigidez del material, o sea, menor será la deformación permanente bajo la acción de esfuerzos. Si el material de relleno no tiene modulo de elasticidad adecuado, se deformará bajo la restauración final y esta podrá soltarse. Parece que la resistencia a la tracción y a la compresión tienen una relación directa con la fatiga del material. Cuanto mas elevados son estos valores, mas tiempo lleva para el material sufrir fatiga. Estas tres propiedades (modulo de elasticidad, resistencia a la compresión y a la tracción) deberían de modo ideal tener valores aproximados a los de la dentina.²⁹

Los materiales que se emplean para núcleos en dientes tratados endodónticamente deben poder distinguirse de la estructura dentaria en el momento del tallado para la corona. Es preciso de un mínimo de 1.5 a 2.0 mm de estructura dentaria sana alrededor del diente (**collarete o férula**) para tener posibilidades de éxito. Así pues, la corona de recubrimiento aumentará la estabilidad y la retención de la restauración, y mejorará la resistencia de la raíz y del núcleo a la fractura. Por tanto, el efecto de férula atenuará la influencia del tipo de material empleado.¹⁶

En casos en que debido a caries profunda o una gran fractura dentaria con destrucción subgingival no se pueda conseguir el efecto férula o collarete, se realizará un alargamiento coronario para asegurar que el diente quede completamente restaurado. De esta forma, además, se consiguen unos tejidos periodontales sanos alrededor del núcleo.¹⁶

4.5 Materiales más usados para la reconstrucción de núcleos.

Existen distintos materiales para la reconstrucción de dientes. Estos son los siguientes:

- Amalgama.
- Resina compuesta (composite).
- Ionómero de vidrio y ionómero de vidrio con metal (cermet).
- Ionómero de vidrio modificado con resina y compómero.
- Espiga núcleo colado
- Cerámica.¹⁶

Los materiales mas utilizados actualmente son la resina compuesta (composite) la amalgama y ionómero de vidrio. Los materiales tipo ionómero de vidrio y los ionómeros de vidrio reforzado con metal (cermet) solo están indicados para pequeños defectos coronales, no para grandes reconstrucciones. Ocurre igual en el caso de los materiales tipo ionómero de vidrio modificado con resina y materiales de compómero.¹⁶

Ionómero de vidrio.

Presenta como ventajas la biocompatibilidad, resistencia a la corrosión, la liberación de flúor, la adhesión a las estructuras dentarias, la facilidad de manipulación. Sin embargo, sus desventajas son la interferencia del grado de humedad del medio en la estabilidad dimensional, la friabilidad, la baja

dureza, la baja resistencia a la deformación, lo que provoca microfracturas en este material, dejando frágil las interfases diente-ionómero o ionómero-poste.

El ionómero de vidrio híbrido tiene algunas características mejoradas con relación al cemento de ionómero de vidrio convencional, como la dureza; no obstante, éstas todavía son inferiores a las de las resinas compuestas modificadas. De esta manera, el ionómero de vidrio solamente puede ser utilizado en rellenos poco susceptibles a las fuerzas de tracción y de deformación, como en las preparaciones inlays y onlays, y cuando sea posible el buen control de la humedad. Su uso está contraindicado cuando haya poco remanente coronario debido a los esfuerzos laterales a que estaría sometido.³⁰

Los productos introducidos posteriormente permiten modificar la proporción de polvo y líquido extendiendo su uso para reconstrucción de núcleos.¹⁰

Resina compuesta (composite).

Presenta color adecuado, facilidad de manipulación y puede ser preparada inmediatamente, lo que fomenta el uso clínico de este material para rellenos. Sin embargo, el bajo módulo de elasticidad hace que haya deformación permanente de la resina en las cargas oclusales, pudiendo dañar los márgenes de la restauración, causar la degradación de los cementos o permitir la transmisión de esfuerzos ocurre en una región más apical en los rellenos con resina compuesta cuando se les compara a los núcleos metálicos; en estos últimos, la concentración de esfuerzos se da en la porción cervical. La adición de partículas de titanio y lantánidos en resinas desarrolladas con esta finalidad parece haber mejorado estas propiedades mecánicas, adecuando el uso de resinas compuestas en núcleos de relleno.

La contracción de polimerización fue minimizada con relación al diente por los nuevos adhesivos dentinarios; pero pueden ser creados espacios en las interfaces entre la resina compuesta y el poste. La alta absorción de humedad compromete igualmente la estabilidad dimensional.¹³

El coeficiente de dilatación térmica es de dos a diez veces más elevado que el diente, o sea, ocurre una mayor variación dimensional en la resina compuesta que en el diente cuando hay variación de temperatura. El intervalo de las temperaturas a que los núcleos están sujetos es menor que el de las resinas compuestas utilizadas como restauraciones, debido a la interposición de la restauración coronaria (inlay, onlay, coronas parciales y totales). Considerando que los cambios de temperatura del material de relleno son diferentes de los que están directamente sobre el mismo, la influencia todavía no está bien establecida. La inestabilidad dimensional causa la dislocación del núcleo o la pérdida de la restauración.¹³

Plasmans y sus colaboradores resaltan la importancia de la autopolimerización para núcleos de relleno en resina compuesta, mencionando que porciones más profundas de la cámara pulpar pueden tener polimerización incompleta en los sistemas fotopolimerizables.¹⁵

Actualmente, para reconstruir dientes tratados endodónticamente con composite, se usan los composites especiales para la reconstrucción de núcleos (composites tipo core) por sus mejores propiedades mecánicas, con el objeto de conseguir materiales que se adapten bien a los pins y los postes.¹⁶

- La mayoría son composites híbridos de partícula pequeña (1-5 micras).

- Contienen un alto porcentaje de carga inorgánica (mayor al 75-80 % en volumen). Para alterar su viscosidad y su tiempo de fraguado
- Contienen colorantes, para distinguirse el composite de la estructura dentaria. Tienen una adecuada viscosidad.
- Al ser composites tipo hibrido poseen mejores propiedades mecánicas(fuerzas de deflexión y tensiones de cizallamiento) y físicas que los demás composites, excepto la abrasión.¹⁶

La polimerización de los composites para la reconstrucción de muñones puede ser por:

- Autopolimerización: ejemplo corepast (Denmat), Clearfil core (kuraray), Ti-core (Eds). Etc
- Polimerización dual (foto y autopolimerización): ejemplo Bis-core (Bisco), LuxaCore automomix Dual (Zenith/DMG), etc.
- Fotopolimerización: ejemplo, Clearfil Photocore (Kuraray), etc.¹⁶

Normalmente los materiales utilizados para los muñones son composites autopolimerizables que se pueden aplicar con una jeringa, rodear con una matriz o una forma coronal de metal o celuloide o polimerizar en bloque. Por

estas razones, los materiales utilizados suelen tener un tiempo de trabajo algo mas prolongado (unos 2 minutos) y fraguan con relativa rapidez.³¹

4.6 Indicaciones para los núcleos de relleno con sistemas de postes intrarradiculares.

- Remanente coronario con 2 mm de altura o cámara pulpar profunda.
- Retenedores de elementos unitarios.
- Mínimo de 1.5 mm contención (férula) apical al material de relleno.
- Canales radiculares en forma circular y poco expulsivos.²

4.7 Estudios sobre la resistencia compresiva y diametral de materiales usados para la reconstrucción de núcleos.

La resistencia compresiva y tensiva tiene una gran influencia en la selección de materiales para núcleos, porque generalmente los núcleos sustituyen el largo de la estructura dentaria perdida y debe resistir las fuerzas masticatorias multidireccionales por muchos años. La amalgama ha sido el material de elección porque es fuerte y dimensionalmente estable.³²

Los estudios realizados por George C. Cho y colaboradores demostraron que la resistencia a la compresión de una resina es de 250 MPa y la resistencia tensiva diametral es de 55.1 MPa. Las conclusiones de este estudio fueron:

- La resistencia compresiva y tensiva diametral varia entre las diferentes tipos de un mismo material (ejemplo: las resinas compuestas hibridas fotocuradas fueron mas resistentes que las resinas compuestas autocuradas reforzadas con titanio).
- En las condiciones de este estudio, algunas resinas compuestas tienen resistencia compresiva igual a la amalgama.³²
- La resistencia de un material basado en ionómero de vidrio fue sustancialmente mas bajo que las resinas compuestas o amalgama. Por lo tanto el ionómero de vidrio no es muy recomendable para reconstrucción de núcleos con gran pérdida dentaria. Ya que son mucho mas débiles que las otras alternativas.³²

4.8 Estudios realizados sobre la resistencia a la fractura de los materiales reconstructores de núcleos con o sin un poste prefabricado.

En este estudio realizado por Bree I. Cohen y colaboradores se evaluaron la resistencia a la fractura de los materiales comúnmente utilizados para la reconstrucción de núcleos estos.

Materiales usados para el estudio comparativo.

- Composite reforzado con titanio (Ti-Core).
- Amalgama de plata (Tytin).
- Ionómero de vidrio hibrido (Advence).
- Poste (Flexi-Flange).³³

Las conclusiones fueron:

- El Composite reforzado con titanio soportado por un poste registro significativamente una mayor resistencia a la fractura que la amalgama de plata y al ionómero de vidrio hibrido igualmente soportados por un poste.
- El composite reforzado con titanio sin la sustentación de un poste tienen satisfactoriamente mayor resistencia la fractura que la amalgama de plata y el ionómero de vidrio hibrido sin postes.
- No hay diferencia estadística entre el composite reforzado con titanio con poste y sin el poste.
- No hubo diferencia significativamente entre la amalgama de plata y el ionómero de vidrio con o sin la colocación de un poste.³³

4.9 Marcas comerciales de materiales para la reconstrucción de núcleos.²

	Nombre	Compañía	Tipo de polimerización
Resinas compuestas	Bis-core	Bisco	Dual
	Clearfil-Photo	J. Morita	Fotopolimerización
	Coradent	Vivadent	Químico
	Fluorocore	Caulk	Dual
Ionómeros de vidrio	Coreshade	Shofu	Químico
Ionómeros de vidrio modificados con resina	Fuji II L.C	G.C. América	Dual
	Photac-fil aplicap	Espe Premier	Dual
	Vitremer	3M Dental Prod	Dual- Triple
	F-200	3M	
	Compoglass	Vivadent	Dual

	Fuji IX GP	GC	Dual Químico
--	------------	----	-----------------

CONCLUSIONES

Los muñones artificiales están indicados en dientes que presentan la corona clínica con cierto grado de destrucción y además necesitan tratamiento restaurativo protésico. De este modo, las características anatómicas de la corona clínica son recuperadas, confiriendo al diente preparado condiciones biomecánicas para mantener la prótesis en función por un período de tiempo razonable.

Desde el punto de vista mecánico, la estructura dentinaria remanente y el material de relleno son interdependientes de la resistencia final del diente preparado, o sea, uno contribuye para aumentar la resistencia estructural del otro.

Los materiales que mejor desempeñan la función de restituir la estructura dentinaria perdida en la en la porción coronaria de un diente preparado son las resinas compuestas, los ionómero de vidrio, y la combinación de ambos, los llamados híbridos. Esa selección es determinada por las propiedades de esos materiales y por la situación clínica del remanente dentario (altura y volumen del remanente, contención cervical, y localización en el arco dentario y la incidencia de fuerzas).

Las formulaciones de ionómero de vidrio presenta como ventajas la biocompatibilidad, resistencia a la corrosión, la liberación de flúor, la adhesión a las estructuras dentarias, la facilidad de manipulación. Sin embargo, sus desventajas son la interferencia del grado de humedad del medio en la estabilidad dimensional, la friabilidad, la baja dureza, la baja resistencia a la deformación, lo que provoca microfracturas en este material, dejando frágil las interfases diente-ionómero e ionómero-poste.

El ionómero de vidrio híbrido tiene algunas características mejoradas con relación al cemento de ionómero de vidrio convencional, como la dureza; no obstante, estas todavía son inferiores a las de las resinas compuestas modificadas. De esta manera, el ionómero de vidrio solamente puede ser utilizado en rellenos poco susceptibles a las fuerzas de tracción y de deformación; y cuando sea posible el buen control de la humedad. Su uso está contraindicado cuando haya poco remanente coronario debido a los esfuerzos laterales a que estaría sometido.

La resina compuesta presenta facilidad de manipulación y puede ser preparada inmediatamente, lo que fomenta el uso clínico de este material para rellenos. Sin embargo, el bajo módulo de elasticidad hace que haya deformación permanente de la resina en las cargas oclusales, pudiendo dañar los márgenes de la restauración, causar la degradación de los cementos o permitir la transmisión de esfuerzos que ocurre en una región más apical en los rellenos con resina compuesta cuando se les compara a los núcleos. La contracción de polimerización fue minimizada con relación al diente por los nuevos adhesivos dentinarios; La alta absorción de humedad compromete igualmente la estabilidad dimensional. El coeficiente de dilatación térmica es de dos a diez veces más elevado que el diente, o sea, ocurre una mayor variación dimensional en la resina compuesta que en el diente cuando hay variación de temperatura.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

1. Barceló Federico Humberto. Materiales dentales Conocimientos básicos aplicados. 1ª ed. México: Editorial Trillas, 2003. Pp. 96-123.
2. Guzmán Humberto José. Biomateriales odontológicos de uso clínico. 3ª ed. Bogota Colombia. ECOE ediciones, 2003. Pp. 62-205.
3. Kenneth J. Anusavice. Phillips ciencia de los materiales dentales. Madrid España: Editorial Elsevier, 2004. Pp. 555-569.
4. Zainuddin N, Karpukhina N, Hill R. A long-term study on the setting reaction of glass ionomer cements by A1 MAS-NMR spectroscopy. Rev. Dental materials. 2009; 25: 290-295.
5. Nakajo Kazuko, Imazato S, Takahashi Y. Fluoride released glass-ionomer cement is responsible to inhibit the acid production of caries-related oral streptococci. J. dental Material. 2009. No clasificado.
6. Burke F, Lucarotti P. Re-intervention in glass ionomer restorations: What comes next? Journal of dentistry. 2009; 37: 39-43.
7. Nicholson J, Czarnecka B. The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry. Rev. Dental Materials. 2008; 24: 1702-1708.
8. Nicholson J, Czarnecka Beata. Kinetic studies of the effect of varnish on water loss by glass-ionomer cements. Rev. Dental Materials. 2007; 23: 1549-1552.
9. Macchi Ricardo Luis. Materiales dentales. 1a ed. Buenos aires Argentina: Editorial Médica panamericana. 2007. Pp. 149-170.
10. Fagundes T, Toledano M, Navarro M, Osorio R. Resistance to degradation of resin-modified glass-ionomer cements dentine bonds. Journal of dentistry. 2009. No clasificado.
11. Morgano S. Restoration of pulpless teeth: application of tradicional principles in present and future contexts. J. Prosth Dent. 2004; 4: 375-380.

12. www.solutions.3m.com/ve/3MContentRetrievalAPI/BlobServlet?locale=es VE&univid=1180595205002&fallback=true
13. Sindel J, Frankenberger R. Kramer N. Crack formation of all-ceramic crowns dependent on different core build-up and luting materials. J. Dent. 2003; 27: 175-181.
14. www.dentsplyargentina.com.ar/Enforce%20Core.pdf
15. Bottino M. Estética en rehabilitación oral Metal Free. 1ª ed. Sao Paulo Brasil: Editorial Artes medicas, 2001. Pp 67-121.
16. Mallat Callís Ernest. Prótesis fija estética Un enfoque clínico e interdisciplinario. 1ª ed. Madrid España: Editorial Elsevier . 2207. Pp 73-85.
17. Morgano S. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. J. prosth dent. 2004; 75: 259-267.
18. Lu Zhi- Yue, Zhang Yu-Xing Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. Journal of Prosthetic Dentistry. 2003; 89: 368-373.
19. Foley J, Saunders E. Strength of core build-up material in endodontically treated teeth. J. of dentistry.2004; 10: 166-172.
20. Libman W, Nicholls J. Load fatigue of teeth restored with cast post and cores and complete crows. J. prosth.2005; 8: 155-161.
21. Chalifoux P. Esthetic restoration of endodontically treated teeth: factors that affect prognosis. J. Esthet Dent. 2005; 10: 75-83.
22. Miyashita E, Salazar A. Odontología estética El estado del arte. 3a ed. Sao Paulo Brasil: Editorial Artes médicas. 2005. Pp. 133-153.
23. Torbjorner A, Karlsson S, Odman P. Survival rate and failure characteristic por two post designs. J. prost dent. 2003; 73 : 439-444.
24. Loney R, Moulding M. The effect of load angulation on fracture resistance of teeth restored with cast post and cores and crows. J Prosthodont. 2004; 8: 247-251.

25. Kakehashi Y, Luthy H, Naef R. A new all ceramic post and core system: clinical technical and in vitro results. *J. Period Rest Dent.* 2005; 18: 587-593.
26. Pegoraro Luiz Fernando. *Prótesis Fija*. 1ª ed. Sao Paulo Brasil: Editora Artes Médicas Latinoamérica, 2001 Pp.65-80.
27. Dietschi D, Romelli M, Goretti A. Adaptation of adhesive posts and cores to dentine after fatigue testing. *J. prosth.* 2005; 10: 498-509.
28. Kovarik R, Breeding L, Caughman W. Fatigue life of three core materials under simulated chewin conditions. *J. prosth. Dent.* 2003; 68: 584-590.
29. Cohen B, Pagnillo M, Musikant B. Comparison of the young's módulos for six reinforced dental materials. *J. prosth.* 2001; 4: 50-55.
30. Cohen B, Pagnillo M, Penugonda B, Hittleman. Comparison of the microhardness for five core build- up materials. *Rev. Oral Health.* 2004: 25-33.
31. Graig R. Ward M. *Materiales de odontología restauradora*. 10ª ed. Madrid España: Editorial Harcourt Brace, 1998. Pp 159-267.
32. Cho G, Kaneko M, Terence E. Diametral and compresive strength of dental core materials. 2004; 82: 272-276.
33. Cohen B, Pagnillo M. deutsch A. Fracture strengths of three core restorative materials supported with or without a prefabricated split-shank post. *J Prosthet Dent* 2006; 78: 560-565.