

38
201



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

**REVISION DE LOS NUEVOS MATERIALES
UTILIZADOS PARA LA RESTAURACION
POSTERIOR DE DIENTES PRIMARIOS Y
PERMANENTES JOVENES**

T E S I S I N A

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A :

IRLANDA BARRON GARCES

DIRECTOR C.D.M.O. ADOLFO YAMAMOTO NAGANO

MEXICO, D. F.



**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

269249,998



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.

Esta tesina fue realizada con la colaboración de María
Angélica González Llana.

AGRADECIMIENTOS

Doy gracias a Dios, por haberme dado la oportunidad de llegar a una de las etapas más importantes de mi vida.

Aunque todo esto no hubiese sido posible sin el apoyo continuo e incondicional de mi familia, en especial de mis padres, Joel e Yrlanda, agradeciéndoles sus consejos, experiencias, palabras de aliento y cuanto estuvo en sus manos para apoyarme siempre en el preciso instante en que lo necesitaba, para poder llegar hasta aquí. Agradezco también a mis hermanos Greta y Joel, por su comprensión, cariño paciencia y apoyo que me han brindado siempre, los quiero mucho a todos. Gracias por compartir y comprender conmigo los momentos y decisiones importantes de mi vida.

Mil gracias, a todas las personas que hicieron posible la realización de esta tesina.

Agradezco a Angélica su amistad y el hecho de haber compartido conmigo su esfuerzo y dedicación en la elaboración de este trabajo tan importante.

Gracias a mi asesor C.D.M.O. Adolfo Yamamoto Nagano por su tiempo y dedicación para la elaboración de esta tesina.

ÍNDICE

Pág.

INTRODUCCIÓN

CAPÍTULO 1:

IONÓMERO DE VIDRIO	1
1.1 Generalidades	1
1.2 Composición química	4
1.3 Reacción química	6
1.4 Clasificación	9
1.5 Comportamiento clínico	12
1.5.1 Adhesión al esmalte y dentina	12
1.5.2 Liberación de flúor	14
1.5.3 Compatibilidad pulpar	15
1.6 Propiedades físicas y mecánicas	16
1.6.1 Resistencia a la fractura	16
1.6.2 Resistencia a la abrasión	17
1.6.3 Resistencia a la compresión	18
1.6.4 Resistencia a la tracción	18
1.6.5 Resistencia a la flexión	18
1.6.6 Dureza	18
1.7 Indicaciones clínicas	18
1.7.1 Indicaciones	19

CAPÍTULO 2:

IONÓMEROS HÍBRIDOS	20
2.1 Generalidades	20
2.2 Composición química	22
2.3 Reacción química	22
2.4 Comportamiento clínico	23
2.4.1 Adhesión	23
2.4.2 Liberación de flúor	24
2.4.3 Biocompatibilidad	25
2.5 Propiedades físicas y mecánicas	27
2.5.1 Resistencia a la fractura	27
2.5.2 Resistencia a la compresión	27
2.5.3 Resistencia ala tensión diametral	27
2.6 Indicaciones clínicas	28
2.6.1 Indicaciones	28

CAPÍTULO 3:

COMPÓMEROS	30
3.1 Generalidades	30
3.2 Composición química	32
3.3 Reacción química	33
3.4 Comportamiento clínico	34
3.4.1 Adhesión	34
3.4.2 Liberación de flúor	37

3.4.3 <i>Biocompatibilidad</i>	38
3.4.4 <i>Actividad antibacterial</i>	39
3.5 Propiedades físicas y mecánicas	40
3.5.1 <i>Coeficiente de expansión lineal térmica</i>	40
3.5.2 <i>Resistencia</i>	40
3.6 Indicaciones clínicas	41
3.6.1 <i>Indicaciones</i>	41

CAPÍTULO 4:

RESINAS COMPUESTAS O COMPOSITES	43
4.1 Generalidades	43
4.1.1 <i>Histología</i>	44
4.1.2 <i>Acción de las soluciones desmeralizantes sobre la dentina</i>	48
4.1.3 <i>Acción sobre la dentina esclerótica</i>	53
4.1.4 <i>Barrillo dentinario (Smear Layer)</i>	54
4.1.5 <i>Acondicionamiento dentinario</i>	55
4.1.6 <i>Modificación del barrillo dentinario</i>	57
4.1.7 <i>Adhesión</i>	58
4.1.8 <i>Adhesión a la dentina</i>	59
4.2 Composición química	62
4.2.1 <i>Activadores</i>	64
4.2.2 <i>Inhibidores</i>	64
4.3 Reacción química	65
4.4 Clasificación	65

4.4.1 Macrorrelleno	65
4.4.2 Microrrelleno	65
4.4.3 Híbridos	66
4.5 Comportamiento clínico	69
4.6 Propiedades físicas y mecánicas	70
4.7 Indicaciones clínicas	73
4.7.1 Indicaciones	73

CAPÍTULO 5:

CONSIDERACIONES CLÍNICAS PARA LA CORRECTA ELECCIÓN DE LOS NUEVOS

MATERIALES RESTAURATIVOS	75
5.1 Propiedades de los materiales restaurativos ...	75
5.2 Aplicaciones clínicas	76
5.3 Comparación de los materiales y técnicas restauradoras para dientes primarios posteriores	77
5.4 Situaciones y recomendaciones clínicas	78
CONCLUSIONES	81
BIBLIOGRAFÍA	83

REVISIÓN DE LOS NUEVOS MATERIALES UTILIZADOS PARA LA RESTAURACIÓN POSTERIOR DE DIENTES PRIMARIOS Y PERMANENTES JÓVENES

INTRODUCCIÓN

A través de las últimas décadas, muchos cambios han ocurrido en el desarrollo y disponibilidad de los materiales restaurativos para la odontología pediátrica. Anteriormente, el profesional se veía limitado en la restauración de dientes posteriores, pues tenía como opciones la amalgama, las coronas de acero inoxidable, o bien, la posibilidad de cementar bandas de ortodoncia como posibles restauraciones. Los dientes anteriores eran restaurados con cementos de silicato, acrílico u otro material que pudiera resultar estético.

En la actualidad, el odontopediatra dispone de una gran cantidad de materiales restaurativos, los cuales debe saber elegir para cada situación clínica. El número de opciones, aunque le permite tener una mayor gama de posibilidades en el tratamiento, también le crea confusión en el momento de decidir cuál material es el ideal para cada caso.

La selección del material apropiado debe realizarse al inicio del tratamiento, cuando sea posible, o de preferencia, al tiempo

del diagnóstico y plan de tratamiento. Sin embargo, en algunos casos, el material sólo puede elegirse hasta completar la preparación de cavidad y observar cuando tejido sano resta.

En este trabajo, se pretende establecer una breve reseña de los nuevos materiales restaurativos utilizados en odontología pediátrica para la restauración posterior de dientes primarios y permanentes jóvenes. La comprensión de las características más importantes de cada uno de ellos, permitirá al profesional poseer más opciones que ampliarán la visión del trabajo clínico y de esta manera podrá desempeñar el correcto tratamiento restaurativo con el material más adecuado en una situación específica.

CAPÍTULO 1

IONÓMERO DE VIDRIO

“Por definición química el ionómero de vidrio es una sal, que se forma por la reacción entre el ácido polialquenoico y el vidrio de aluminio-fluorosilicato”. (1)

1.1 GENERALIDADES

La invención del cemento de ionómero de vidrio en 1969 (anunciada, por primera vez, por Wilson y Kent, en 1971) fue el resultado de un programa de trabajo en el Laboratory of The Government Chemist, para eliminar algunas de las deficiencias de los cementos dentales de silicato. (2)

Smith (1968) presentó los cementos de policarboxilato a la profesión mostrando que era posible desarrollar el intercambio iónico con la dentina y el esmalte usando ácido polialquenoico como líquido. El polvo que Smith usaba era esencialmente óxido de zinc, lo que hacía al cemento carecer de propiedades físicas. Wilson y Kent (1972) perfeccionaron la combinación con polvos de vidrio y ácido polialquenoico produciendo el cemento de ionómero de vidrio con suficientes propiedades físicas para ser usado como restauración. John McLean estaba involucrado en

los aspectos clínicos para mejorar estos cementos, así que los presentó a la profesión en 1976 en el Australian Dental Congress celebrado en Adelaide, en el sur de Australia. Subsecuentemente él publicó una serie de artículos (McLean & Wilson, 1977 a, b, c) mostrando a grandes rasgos su desarrollo y propiedades esenciales. (3)

De esta manera, los cementos de ionómero de vidrio comenzaron a utilizarse en la práctica clínica. Ellos proveían adhesión tanto a dentina como a esmalte a través de un intercambio iónico, con un beneficio adicional: una liberación continua de flúor durante toda la vida de la restauración. La solubilidad es baja, la resistencia a la abrasión alta y su biocompatibilidad es excelente. Como material basado en el intercambio de agua, es capaz de sobrevivir en el hostil ambiente de la cavidad bucal. (3)

Fue muy lenta la aceptación de estas versiones debido a la percepción de problemas con el intercambio de agua, un pobre rango de colores y una falta de translucidez. (3)

Considerables investigaciones se han llevado a cabo durante los últimos veinte años por profesionales y fabricantes; de esta manera los cementos de ionómero de vidrio se convierten en una valuable contribución para la práctica diaria. (3)

El ionómero de vidrio es el nombre genérico de este sistema de cementos debido a que el polvo es un vidrio y en la reacción de fraguado, así como en la unión adhesiva a la estructura dental,

intervienen uniones de tipo iónico. Este cemento también es llamado cemento polialquenoato y se abrevia como CIV. (1)

Ahora el ionómero de vidrio está disponible como cemento de autocurado y como cemento de curado dual, el color y la translucidez son excelentes. Los problemas para su colocación y manipulación han sido superados y ahora sólo hay que aprovechar las ventajas de adhesión, liberación de flúor, resistencia a la microfiltración, alta duración y el impedimento a la recurrencia de caries. (3)

Su única limitación recae en el hecho de carecer fuerza para impedir fracturas en las reconstrucciones marginales, crestas y bordes incisales. Pese a estas limitaciones, se han abierto nuevos caminos para el diseño de microcavidades que permiten la conservación de estructura dental remanente, así como la creación de combinaciones en las que se han mejorado las propiedades del material, como el caso del ionómero reforzado con resina. (3)

El ionómero de vidrio no sólo es utilizado como agente cementante, sino también como material restaurador, sellador de foseas y fisuras, forros cavitarios (cavity liners) y como sustituto de dentina (bases). (1)

En un futuro cercano sus propiedades físicas serán mejoradas, y el uso de estos cementos se extenderá considerablemente. (3)

1.2 COMPOSICIÓN QUÍMICA

El antecesor del ionómero de vidrio es el cemento de silicato y por lo tanto posee propiedades similares a este, como es su actividad anticariogénica y el hecho de poseer ácido polialquenoico. (2,3)

Este sistema de cementos consiste en polvo y líquido, en la mayoría de ellos el líquido es esencialmente un ácido poliacrílico en forma de copolímero entre el 35 y 50%, con ciertos aditivos, como por ejemplo el ácido itacónico, maleico o tricarbálico, los cuales le permiten potenciar determinadas propiedades, así como disminuir la viscosidad y la tendencia a la gelificación. El líquido tiene la capacidad de formar enlaces de hidrógeno con el colágeno y los componentes inorgánicos de la estructura dental, particularmente con el calcio. Esta quelación proporciona un enlace químico entre el material de restauración y la estructura dental, y por lo tanto la retención mecánica es menos importante cuando se trabaja con estos materiales (L. Brown, 1983). Algunos líquidos contienen ácido tartárico, maleico o ambos, que actúan como agentes endurecedores y aceleradores para acortar el tiempo de fraguado y mejoran las características de manipulación. Uno de los más importantes componentes en el líquido es el agua y dicha importancia radica en la reacción que hidrata los productos de esta. La cantidad de agua es muy importante ya que si existe en exceso el cemento es más frágil y si es poca se dificulta la reacción. El agua juega dos papeles importantes en la

polimerización: 1° suministra el transporte de iones necesarios para la reacción de polimerización ácido básica y la liberación de flúor; 2° se une químicamente al cemento y proporciona el mejor medio para la polimerización. (2)

El polvo del ionómero de vidrio es un vidrio de aluminosilicato. Su preparación se lleva a cabo calentando partículas de cuarzo, aluminio, fluoruros metálicos y fosfatos metálicos, hasta que se funden en una única masa. Esta masa fundida de consistencia líquida se enfría bruscamente, con lo que se obtiene un vidrio de color blanco lechoso que luego es triturado hasta obtener un polvo muy fino. La composición de estos polvos es de *dióxido de silicio* (SiO_2), *óxido de aluminio* (AlO_3), *fluoruro aluminico* (AlF_3), *fluoruro de calcio* (CaF_2), *fluoruro de sodio* (NaF), *fosfato de aluminio* (AlPO_4). El material resultante contiene cerca de un 20% de flúor por peso. (2)

Los componentes varían en cantidad de acuerdo a cada marca comercial, aquellos que contienen flúor sirven de fundentes cerámicos y ha demostrado ser una parte esencial de la reacción del fraguado, representa aproximadamente el 20% del vidrio final en forma de gotitas diminutas. Estas se hacen accesibles desde la matriz más rápidamente que desde las partículas originales de vidrio. Las adiciones de estroncio, lantano, óxido de zinc o bario proporcionan radiopacidad. (2)

El tamaño medio de partícula del vidrio es de 40 μm (micrómetros) para los ionómeros de restauración y 25 μm para los ionómeros de cementado. (2)

1.3 REACCIÓN QUÍMICA

Los cementos de ionómero de vidrio son cementos con base agua. Consisten en un vidrio de aluminio y sílice con un alto contenido de flúor que interactúa con un ácido polialquenoico. El resultado es un cemento consistente en partículas de vidrio, rodeadas y sostenidas por una matriz que emerge de la disolución de la superficie de las partículas de vidrio en el ácido. (2)

La química de los ionómeros de vidrio es muy diferente de la de los polímeros de los composites. La reacción de fraguado de los ionómeros es similar a la de los silicatos, fosfato de cinc y cementos de policarboxilato, en la medida en que todos llevan a cabo reacciones ácido-base (A. Wilson, 1978).

La química del ionómero de vidrio se da de la siguiente forma: el vidrio es un producto en polvo con partículas de 20 a 50 micrómetros, cuando el polvo es mezclado con el líquido el ácido ataca las superficies de las partículas de vidrio así como a las sales, las cuales liberan sus iones y forman una matriz en gel que cubre las partículas de vidrio. Los iones de calcio, aluminio, sodio y fluoruro se liberan en el medio acuoso y forman polisales con los grupos carboxilo (COO) del ácido poliacrílico y se obtiene una

estructura de cadenas cruzadas, aquellos grupos carboxilo que quedan en la periferia con radicales libres se unen al calcio del esmalte y la dentina. Así pues el cemento fraguado consta de una aglomeración de partículas de vidrio rodeadas de una matriz amorfa de polisales hidratadas de calcio y aluminio. El fraguado inicial se debe a la formación de la polisal de calcio, pero el endurecimiento posterior se debe a la polisal de aluminio, la cual tienen un fraguado lento. Es por esta razón que si el cemento está expuesto al agua antes de que progrese lo suficiente la reacción de endurecimiento, los cationes y los aniones que forman la matriz se disuelven y se pierden en el cemento.

El equilibrio hídrico, es decir la pérdida o absorción de agua, es probablemente el problema más importante y menos conocido de este grupo de cementos. Aproximadamente el 24% del cemento fraguado es agua, y al menos hasta que la formación de las cadenas de aluminio y poliacrilato esté bien adelantada, puede ser absorbida más agua por las cadenas de calcio y poliacrilato solubles en agua. Alternativamente si al cemento se le deja permanecer expuesto al aire, el agua se perderá. Este hecho está determinado porque la reacción de fraguado es lenta y susceptible de deshidratación y a la vez de absorción de agua. Si se deshidratara durante las 24 horas siguientes a la preparación de la mezcla, la restauración se agrietaría y hasta se quebraría. Si absorbiera agua durante los primeros 10 o 30 minutos (depende del material), la matriz se volvería de un blanco tiza y tras su colocación experimentaría una rápida erosión (S. Phillips y

B. Bishop, 1985). Sólo se obtiene una buena dureza de superficie cuando llega a formarse el poliacrilato de aluminio y calcio sin que se haya añadido o perdido agua durante este periodo inicial de fraguado. (2)

Esta propiedad desde el punto de vista clínico, es la que dicta las características de manipulación de cada una de las clases de estos cementos. La reacción química iniciada por la aplicación del ácido poliacrílico a la superficie de las partículas de vidrio, es muy prolongada. El fraguado inicial se puede alcanzar a los cuatro minutos, en que ya es posible quitar la matriz y proceder al recorte de la restauración recién colocada. Sin embargo, la completa maduración y resistencia a la pérdida de agua no se conseguirá hasta al menos 2 semanas para las variedades de fraguado rápido y posiblemente 6 meses para los cementos estéticos de fraguado lento. (2)

Si se hace necesario permitir que el cemento entre en contacto con el agua minutos después de la colocación, entonces se requiere de un cemento de fraguado rápido. No obstante, sólo se alcanzará una resistencia rápida a la absorción de agua sacrificando la estética. En el proceso de fabricación, se elimina de la superficie de las partículas de vidrio el exceso de iones calcio, de forma que el intercambio de iones aluminio se inicie más pronto en la vida del cemento. Las propiedades físicas finales no se verán reducidas, pero la translucidez se habrá perdido. (2)

Sin embargo, hay que reconocer que esta resistencia temprana a la absorción de agua no bloquea el agua dentro, y todos los cementos de fraguado rápido permanecen sujetos a deshidratación. Esto significa que, cuando se usan, por ejemplo, como protectores, no deben quedar expuestos al aire más de lo necesario, puesto que el cemento tiene probabilidades de resquebrajarse. (2)

Si es importante conseguir un resultado final estético de la restauración, entonces no es posible acelerar el procedimiento de fraguado y el clínico debe aceptar los problemas que resultan de tener que mantener un medio ambiente estable para las restauraciones recién colocadas. Si una restauración relativamente reciente ha de estar expuesta de nuevo a deshidratación en los primeros 6 meses después de la colocación, debe sellarse con un revestimiento a prueba de agua, para minimizar el intercambio de agua. (2)

1.4 CLASIFICACIÓN

La siguiente clasificación es una adaptación de la de Wilson y McLean (1988), la cual es ampliamente aceptada: (2)

- **Tipo I: Cementos selladores**
 - Para el cementado de coronas, puentes e inlays.
 - Tamaño de partícula no mayor a 10 micrómetros.

- 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 o menos.
- 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 (la mayoría de las marcas).

- II.2. Restaurador reforzado**

- Para usar cuando las consideraciones estéticas no sean importantes, pero 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 dos 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 incrementa el contenido de polvo.

➤ Carece de propiedades estéticas.

➤ Radiopaco.

La química es esencialmente la misma para las tres categorías, pero existen variaciones en cuanto a la relación polvo/líquido, así como en el tamaño y distribución de las partículas de polvo. (2)

1.5 COMPORTAMIENTO CLÍNICO

1.5.1 ADHESIÓN AL ESMALTE Y DENTINA

Mecanismo de adhesión

El mecanismo exacto de adhesión del ionómero de vidrio aún no está bien claro, sin embargo, casi no hay duda, de que básicamente intervienen la reacción de los grupos carboxilo y los poliácidos con el calcio en la apatita del esmalte y dentina. Se considera que la unión al esmalte es mucho mayor debido a su mayor contenido inorgánico. (3)

Siempre ha sido reconocido que la adhesión entre un material de restauración y la estructura dental es un atributo altamente deseado en nuestra profesión. Como quiera que sea, la cavidad oral representa un medio ambiente hostil para algunos cambios químicos, y el agua es considerada como un enemigo en la adhesión. (3)

Durante muchos años se pretendió establecer los medios para lograr dicha adhesión, habiendo sido lograda por varios investigadores.

Al pasar de los años Wilson describió una capa de intercambio iónico, que es visible con el microscopio electrónico de barrido (MEB), y representa la unión química entre el cemento y las estructuras dentales. Debido a la relativa baja resistencia a la tracción del cemento, el fallo en la unión normalmente ocurre dentro del cemento mas que en la interfase entre el cemento y el

diente. Sin embargo esto presupone que la interfase está libre de detritos, tales como saliva, película, placa, sangre y otros contaminantes. En la clínica esto puede lograrse acondicionando la superficie de la cavidad con una breve aplicación de ácido poliacrílico al 10%. Este es un ácido relativamente suave, que puede disolver la capa de barrillo dentinario en 15 segundos, aunque, si se deja más de 20 segundos, es probable que empiece a desmineralizar la dentina y el esmalte remanentes y se abran los túbulos dentinarios. Existen dos ventajas adicionales cuando se usa este material para acondicionar la dentina. En primer lugar, ya que es el ácido el empleado en el propio cemento, cualquier residuo dejado atrás involuntariamente, no interferirá en la reacción de fraguado y, en segundo lugar, se ha sugerido que el ácido poliacrílico puede preactivar los iones calcio de la dentina y hacerlos más asequibles para el intercambio iónico con el cemento (Wilson y McLean 1988). (3)

Si se confía en la unión química para retener la restauración en una cavidad por erosión de clase V, se recomienda que primero se limpie la superficie del diente con una lechada de piedra pómez y agua. Téngase en cuenta que la mayoría de las pastas de pulido registradas dejan una capa de barrillo dentinario detrás, por lo que es preferible la lechada de piedra pómez y agua. La superficie debe ahora acondicionarse con ácido poliacrílico al 10% durante 15 segundos, lo que eliminará cualquier detrito que quede y preactivará los iones calcio en la dentina. No se precisa preparación de la cavidad. Por otra parte,

si la adhesión química no es necesaria, como sucede al utilizarlo como protector bajo la amalgama u oro, no se precisa el acondicionamiento de la dentina. (2)

Debe tenerse presente que una alternativa para eliminar la capa de barrillo dentinario es aplicar una solución mineralizadora, tal como la solución ITS de Causton o ácido tánico al 25% (pudiéndose aplicar también el ácido poliacrílico), que tenderá a unir la capa de barrillo dentinario a la dentina y esmalte subyacente y sellar los túbulos dentinarios. Esta es la técnica recomendada como agente sellador en una corona total; como puede generar una presión hidráulica considerable durante el asentamiento de la corona, es mejor sellar los túbulos que abrirlos previamente a la colocación de la corona. (2)

1.5.2 LIBERACIÓN DE FLÚOR

Al igual que con el cemento de silicato, el flúor se usa como fundente durante la fabricación del vidrio, en el que queda incorporado en forma de finas gotitas. Algunos fluoruros se obtienen de las mismas partículas de polvo, pero hay una considerable liberación después de la mezcla con el ácido polialquenoico, creándose un flujo continuo a partir de la matriz, durante largos periodos de tiempo, después de su colocación. Puesto que el flúor no es una parte de la matriz del cemento, la liberación del mismo no es perjudicial para las propiedades físicas. Se ha sugerido que hay, en efecto, un intercambio de flúor, con iones flúor volviendo al cemento, al hacer aplicaciones

externas en fechas posteriores, siempre y cuando el gradiente de flúor esté en la dirección correcta. De esta forma, el flúor tópico y el uso de un dentífrico fluorado pueden producir un magnífico efecto. (2)

Ante la continua presencia de flúor liberado, la placa tiende a acumularse menos en la superficie de la restauración, y puesto que no hay microfiltración en el margen, tanto la tolerancia del tejido como la estabilidad del color son muy buenas.

El flúor en este tipo de cementos es liberado todo el tiempo en una escala muy alta, ocurriendo en un periodo de varias semanas, disipándose a un nivel alrededor del 10% del original en la 3ª o 4ª semanas y permaneciendo de esta manera por un año más. (1)

1.5.3 COMPATIBILIDAD PULPAR

Las razones para el alto nivel de compatibilidad pulpar no están del todo claras. Sin embargo, se ha sugerido que el gran tamaño de la larga cadena molecular reduce la posibilidad de que el ácido penetre los túbulos dentinarios (Wilson y McLean, 1988). Por lo demás, la misma dentina es un sistema tampón útil frente al ataque ácido. Si hay más de 1,5 mm de dentina remanente encima de la pulpa, entonces parece que no existirá irritación pulpar, resultado de la presencia del cemento de ionómero de vidrio. Si hay alguna posibilidad de acceso a la pulpa, entonces debe colocarse una pequeña cantidad de hidróxido de calcio de fraguado rápido en el área inmediata donde se sospecha la

exposición. El área que debe cubrirse debe ser la mínima para que no interfiera con la unión química entre el cemento y la dentina. (3)

1.6 PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS

Los trabajos para incrementar las propiedades físicas de los cementos de ionómero de vidrio van en progreso y se ha anticipado que la próxima generación ampliará las aplicaciones clínicas de este grupo de materiales de manera significativa.

Las variaciones de los constituyentes básicos de los cementos de ionómero de vidrio están siendo objeto de experimentación y de ello puede resultar una mejoría en las propiedades físicas. Sin embargo, los elementos esenciales de este grupo de cementos siempre serán la unión iónica entre el cemento y la estructura del diente a través de la presencia del ácido polialquenoico, así como la liberación de flúor.

1.6.1 RESISTENCIA A LA FRACTURA

La resistencia física del material es suficiente para soportar fuerzas oclusales moderadas, siempre que estén bien rodeadas por estructura dental circundante. No está recomendado para reconstruir cúspides o crestas marginales a cualquier nivel, particularmente en el paciente predispuesto a tensiones oclusales fuertes. La resistencia a las fuerzas tensionales es tal que no

debe utilizarse como el único soporte de una corona. 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. (2)

La resistencia a las fuerzas anteriores no es buena. A pesar de que posee buenas características para restaurar lesiones por erosión, no se retendrá en la superficie vestibular de los dientes anteroinferiores que han sido desgastados debido a una gran sobremordida, produciéndose una erosión posterior. Aunque puede colocarse el cemento sin interferir con la oclusión, las resistencias a las fuerzas incisales son demasiado grandes. (2)

1.6.2 RESISTENCIA A LA ABRASIÓN

La degradación del material en la cavidad bucal todavía tiene que estudiarse a fondo, pero hasta ahora, los estudios sugieren que un cemento de ionómero de vidrio bien colocado soportará abrasiones intensas mejor que la estructura dental remanente, siempre que la proporción polvo/líquido sea lo bastante alta (Mount, 1986). La presencia de partículas de plata finamente espolvoreadas en la superficie del vidrio, como en el cemento restaurador reforzado tipo II.2, incrementará la resistencia a la abrasión, siendo similar a la de la amalgama y el composite. (2)

1.6.3 RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN

Aumenta rápidamente durante la primera hora y después en forma constante en 24 horas. Su resistencia a la compresión es de 140 a 195 MPa y los de sellado alcanzan cifras de 80 a 160 MPa.

Su resistencia tras las 24 horas es de 200 MPa, hasta 190 MPa. (4)

1.6.4 RESISTENCIA A LA TRACCIÓN

Entre 12 y 18 MPa a las 24 horas para los ionómeros de vidrio de restauración, y 6,5 y 14 para los ionómeros de sellado.(4)

1.6.5 RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

De 9 a 30 MPa a las 24 horas para materiales de obturación y de 15,5 MPa para los de sellado. (4)

1.6.6 DUREZA

La dureza de los ionómeros de vidrio es de 100 knoop. (4)

1.7 INDICACIONES CLÍNICAS

El ionómero de vidrio es un cemento de autocurado basado en una reacción ácido básica. Consta de dos componentes, por lo que el mezclado de ambos es requerido. Su presentación es

en cápsulas o en polvo/líquido de mezclado manual. Como resumen de sus ventajas clínicas se encuentran, su alta liberación de flúor, baja solubilidad, adhesión química a la estructura dentaria (autoadhesión), manipulación en pocos pasos y presenta entre todos los materiales, un coeficiente de expansión térmica similar al de la estructura dentaria. El coeficiente de expansión térmica (Coefficient of Thermal Expansion, COTE) es una medida obtenida de la suma de la expansión o contracción que sufre un material en la presencia de cambios de temperatura. (1)

Sin embargo, también presenta ciertas desventajas como son: una estética deficiente, poca resistencia a las cargas masticatorias, sensibilidad al agua y la manipulación no es tan sencilla como en los composites. (1)

1.7.1 INDICACIONES

- **Clase I o restauraciones preventivas:** en dientes primarios; y en dientes permanentes sólo en cavidades pequeñas. (1)
- **Clase II:** dientes primarios, en cavidades pequeñas; bueno en estos casos por su alta liberación de flúor. (1)
- **Clase III:** dientes primarios (restauración temporal o en transición), en donde la alta liberación de flúor es necesaria. (1)
- **Clase IV:** dientes primarios, restauración temporal. (1)
- **Clase V:** dientes primarios y permanentes, donde la liberación de flúor es más importante que la estética. (1)

CAPÍTULO 2

IONÓMEROS HÍBRIDOS

“El ionómero híbrido, es una combinación entre el ionómero de vidrio y partículas fotocurables de resina, que reúne las propiedades positivas de ambos materiales”.

2.1 GENERALIDADES

Los ionómeros híbridos también conocidos como ionómeros reforzados con resina, fueron desarrollados para superar algunas de las desventajas de los ionómeros de vidrio tradicionales. Su composición es exactamente igual a la de los ionómeros de vidrio convencionales, pero tienen materiales de resina añadidos, los cuales le proveen fuerza y la capacidad de trabajarlos el tiempo necesario ya que su curado es fotoiniciado por el componente del composite. (1)

En adición con el ácido (ácido polialquenoico) y la base (vidrio de aluminio-fluorosilicato) sus componentes se mezclan por la reacción del ionómero de vidrio (reacción ácido-básica). Los ionómeros de vidrio contienen una resina hidrofílica y componente iniciado por luz (fotoiniciador). El vidrio puede ser silanizado para permitir la adherencia del vidrio con la matriz de resina. Existen

también iniciadores necesarios para el autocurado de la resina, así que incluso en ausencia de luz, los ionómeros híbridos pueden obtener el curado de la resina. (1)

Dados los componentes adicionales de los ionómeros híbridos, estos ofrecen algunas ventajas adicionales sobre los tradicionales. Primero, los ionómeros híbridos son más fuertes en sus características físicas y mecánicas, por el hecho de contener resina, un material más resistente. La relativa cantidad de ionómero de vidrio y resina en la composición de los híbridos determinará, hasta cierto punto, el comportamiento clínico y físico del material, funcionando como ionómero y como resina al mismo tiempo. (1)

Como los ionómeros de vidrio tradicionales, los híbridos deben ser mezclados como sistema de dos componentes. Los elementos de autocurado de la resina y del ionómero deben ser separados para prohibir la reacción hasta que esta sea necesaria.(1)

Esta hibridación permite tener, por parte de los ionómeros de vidrio, una liberación de flúor, mientras que por parte de las resinas, poseen fuerza y mejores características estéticas que con los ionómeros tradicionales. Así mismo los ionómeros híbridos poseen mejores propiedades físicas y mecánicas ya que tienen más resistencia a la fractura y sólo presentarían un posible fracaso cuando existan grandes fuerzas oclusales. La desventaja de estos materiales se encuentra en sus propiedades de manipulación. El material debe mezclarse para después ser

colocado. Debido a que existe resina en la mezcla, existe un potencial de contracción por polimerización. (1)

2.2 COMPOSICIÓN QUÍMICA

Su composición es exactamente igual a la de los ionómeros de vidrio convencionales (80%), pero tienen materiales de resina añadidos (20%), los cuales le proveen fuerza y la capacidad de trabajarlos el tiempo necesario ya que su curado es fotoiniciado por el componente del composite.

2.3 REACCIÓN QUÍMICA

Es una característica principal de todos los ionómeros de vidrio, la reacción ácido-básica, la cual es muy susceptible al intercambio hídrico, es por esta razón que los ionómeros híbridos poseen un sistema de inducción por luz (fotoiniciador) para proteger esta reacción. Existe un cemento de la casa 3M, llamado Vitremer, al cual el fabricante lo llama de triple curado, porque aunado a estas reacciones posee un sistema de catalizadores similar a las resinas (autocurado).

2.4 COMPORTAMIENTO CLÍNICO

2.4.1 ADHESIÓN

La química de la adhesión en los ionómeros híbridos ha sido cuidadosamente investigada en los recientes años y ahora está relativamente clara. (3)

Un reciente artículo de Akinmade and Nicholson (1993), relaciona la interacción de la adhesión con un sistema estándar de adhesión basado en la difusión-base, en donde el ácido polialquenoico suavizará la superficie de la estructura dentaria, y las cadenas serán difundidas dentro de la superficie del diente, desplazando los iones calcio y fosfato. Estos autores también mencionan que para realizar dicho intercambio iónico, es necesario cambiar la superficie del diente, de alta energía a baja energía, para facilitar la adaptación del cemento a la dentina. Aplicando una solución al 10% de ácido poliacrílico durante 10 segundos disminuirá la energía en la superficie, así que el cemento, el cual tienen una gran cantidad de energía en su superficie, se adaptará y fluirá fácilmente por encima del diente.(3)

El ácido poliacrílico tiene una doble acción:

- Remueve el barrillo dentinario y los contaminantes de la superficie dentaria, y

- Altera la energía superficial, de este modo expone la superficie mineralizada del diente a la difusión del ácido y al intercambio iónico.

El término “acondicionar” fue ideado originalmente (McLean y Wilson, 1977c) para abarcar ambas acciones y es muy apropiado porque las distingue de la técnica de grabado ácido utilizada en los composites. (3)

Una importante conclusión acerca de los estudios de adhesión en este tipo de ionómeros es la medida de las fuerzas tensiles de los cementos en vez de la adhesión (Mount, 1991a). Es necesario examinar los restos de la superficie dentaria por la presencia del intercambio iónico (Causton y Johnson, 1979), y en dicha presencia, la falla puede ser cohesiva en el cemento, así como adhesiva en la interfase. (3)

2.4.2 LIBERACIÓN DE FLÚOR

Durante la fabricación del polvo de ionómero de vidrio, el flúor es usado como fundente, así que al final, las partículas del polvo contienen arriba del 23% de flúor en forma de iones de fluoruro de sodio y calcio (Crisp y Wilson, 1974). Principalmente los iones de fluoruro de sodio son liberados durante la fase de difusión ácida y, como no son parte de la matriz, el cemento no se debilitará si se pierden éstos (Wilson, Groffman y Kuhn, 1985). (3)

El patrón general de liberación fue establecido muy tempranamente (Forsten, 1977) y ha sido demostrado que, siguiendo la fluoración inicial, el rango decrecerá hasta un nivel

muy bajo para el final de los primeros 2 a 3 meses. Sin embargo, Forsten (1993b) demostró que el rango no se declina demasiado durante los primeros 5 años, así que puede asumirse que la liberación de flúor continúa para toda la vida de la restauración.(3) Aún más significativa es la sugerencia (Forsten, 1991) que, dependiendo del grado local de flúor presente en la boca, el cemento de ionómero de vidrio tomará el flúor e incrementará otra vez su rango de liberación durante un periodo corto. Esta capacidad de actuar como un reservorio de flúor hace de estos cementos un material muy valioso, particularmente cuando se presentan altos índices de caries. (3)

La trascendencia del flúor en el ciclo desmineralización/remineralización está siendo bien entendida y por lo visto, cualquier fuente adicional de flúor es valiosa al existir presencia de caries. Ha sido demostrado por Wesenberg y Hals (1980) que existe un Halo de flúor alrededor de la restauración del ionómero de vidrio mayor de 3 mm de diámetro, y esto influenciará tanto a la estructura dentaria circundante, como al diente adyacente. (3)

2.4.3 BIOCAMPATIBILIDAD

Cuando el ionómero de vidrio fue desarrollado, McLean y Wilson (1974) sugirieron que era improbable que estos cementos irritaran a la pulpa o a los tejidos blandos y la experiencia clínica los corroboraba. Subsecuentemente Wilson y McLean (1988b) dieron a conocer que el ácido polialquenoico es ligeramente ácido

inicialmente, disminuyendo su acidez con el paso del tiempo. Además, el alto peso molecular del líquido y el largo entrecruzamiento de las cadenas, no permiten la penetración a la dentina tan fácilmente. La dentina es un excelente amortiguador de todos los ácidos y la mayoría se precipitan por iones calcio en los túbulos dentinarios. Esto fue confirmado subsecuentemente por Hume y Mount (1988) y recientemente Snuggs y otros (1993) demostraron la formación de dentina en dientes de mono donde en exposiciones mecánicas u otro tipo de exposición, las pulpas sanas fueron cubiertas con cemento de ionómero de vidrio tipo III.(3)

Por lo tanto se sugiere que no es necesario colocar un liner (forro cavitario) debajo de un cemento de ionómero de vidrio. Si la pulpa expuesta está sana, es probable que exista una ligera respuesta inflamatoria por un periodo de treinta días o menos, la cual se recuperará si no existe actividad bacteriana. Como el cemento ofrece adhesión a la estructura dentaria, este hecho asegurará que no exista microfiltración. Si no hay exposición pulpar, no existirá respuesta inflamatoria y la presencia de cualquier liner, como el hidróxido de calcio, reducirá el área de dentina disponible para la adhesión, creándose una interfase, con el riesgo inherente de estimular una microfiltración. (3)

Es probable que la continua liberación de fluoruro juega un papel importante en mantener una buena respuesta de los tejidos blandos relacionados a las restauraciones de ionómero de vidrio (Svanberg, Mjör y Örstavik, 1990; Berg y Farell, 1990; Palenik y

otros, 1992). El crecimiento de *Streptococcus mutans* en particular, parece ser inhibido, y el resultado es una excelente respuesta en los tejidos gingivales con relación a las restauraciones adyacentes a pesar de la falta de una superficie lisa después del pulido. (3)

2.5 PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS

Dentro de sus propiedades físicas y mecánicas encontramos:

2.5.1 RESISTENCIA A LA FRACTURA

De 220 MPa. (4)

2.5.2 RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN

A las 24 horas de su colocación, de 220 MPa (2.200 K/cm²), el cual se incrementa ligeramente con el tiempo. (4)

2.5.3 RESISTENCIA A LA TENSIÓN DIAMETRAL

En su tensión diametral, demuestra valores de 40 MPa. (4)

2.6 INDICACIONES CLÍNICAS

Los ionómeros híbridos presentan diferentes tipos de curado: la reacción ácido-básica que es característica de los ionómeros de vidrio, el autocurado y fotocurado. **(1)**

Es un sistema de dos componentes que requieren mezclarse. Su presentación es en cápsulas o polvo/líquido de mezclado manual. Dentro de sus ventajas encontramos: su liberación de flúor que va de moderada a alta, la estética es considerada como buena, sus propiedades físicas van de buenas a muy buenas, solubilidad baja a moderada, buena manipulación en pocos pasos, adhesión química a la estructura dentaria (autoadhesión), aunque en ciertos casos puede requerir de primer. **(1)**

Como desventajas se encuentran: su sensibilidad al agua en un porcentaje muy pequeño; por poseer partículas de resina presenta contracción por polimerización, aunque esta no es muy significativa; su manipulación aunque es buena y en pocos pasos, no es tan sencilla como la de los composites. **(1)**

2.6.1 INDICACIONES

- **Clase I o restauraciones preventivas:** en dientes primarios; y en dientes permanentes sólo en cavidades pequeñas. **(1)**
- **Clase II:** dientes primarios; bueno en estos casos por su alta liberación de flúor. **(1)**

- **Clase III:** dientes primarios, en cavidades pequeñas y en dientes permanentes como restauración temporal. **(1)**
- **Clase IV:** dientes primarios como restauración temporal. **(1)**
- **Clase V:** dientes primarios y permanentes. **(1)**

CAPÍTULO 3

COMPÓMEROS

“Los compómeros por definición química, son poliácidos modificados de resina, esencialmente composites, con la diferencia de que el componente del monómero de resina es modificado porque contiene grupos de ácidos funcionales capaces de participar en la reacción ácido-básica del ionómero de vidrio después de la polimerización de la resina.” (1)

3.1 GENERALIDADES

La introducción del ionómero de vidrio en 1972 y la invención del Dr. Bowen de los composites diez años antes, ha revolucionado el campo de la odontología restauradora. Algunas de las desventajas de los ionómeros se han mejorado con las características deseables de los composites. **(16)**

Al combinar estos dos materiales se reúnen las ventajas que ofrece cada uno por separado, teniendo así que los ionómeros de vidrio presentan unión específica a esmalte y dentina (adhesión directa a esmalte y dentina), liberan flúor durante años, siendo absorbido por la sustancia dentaria adyacente, son

biocompatibles y su aplicación clínica es sencilla. Por otro lado encontramos las elevadas propiedades físicas de los composites presentando así una excelente estética, alta resistencia a la abrasión, buena estabilidad en boca, resistencia a las fuerzas masticatorias y son susceptibles al buen pulido.

Sin embargo no podemos dejar de lado las desventajas que presentan estos materiales, los ionómeros de vidrio presentan insuficiente fuerza a la compresión, alta sensibilidad a la humedad durante su fraguado e insuficiente estética y por último cualquier variación en la proporción polvo líquido influye en sus propiedades, carecen por naturaleza de resistencia a la fractura en bordes marginales y en la reconstrucción de ángulos incisales.(2) Los composites a su vez no presentan adhesión directa a esmalte y dentina, es decir, necesitan de la técnica de grabado ácido, sufren contracción por polimerización de aproximadamente 2 a 5% del volumen, son muy sensibles a la técnica de manipulación y su colocación no es tan sencilla comparada con los ionómeros, ya que requieren de aislamiento absoluto.

Tomando las propiedades positivas de ambos materiales los investigadores han obtenido un nuevo material de obturación llamado compómero.

La palabra compómero deriva de una hibridación de:

COMPOSite + IonóMEROS

3.2 COMPOSICIÓN QUÍMICA

Se definen como resinas de poliácido modificado, los cuales son esencialmente composites, con la diferencia de que el monómero de composite es modificado debido a que contiene grupos funcionales de ácido capaces de participar en la reacción ácido/básica después de la polimerización.

Los compómeros contienen predominantemente composite en un 70% y un 30% de ionómero de vidrio, lo que provee mayor resistencia estructural al material, silicato de aluminio, monómeros como el ácido dicarboxílico con dobles enlaces (DCDMA, capaz de fotopolimerizar), que da la propiedad de rigidez, relleno de composite, trifloruro de iterbio y esferosil. El adhesivo es de naturaleza ácida, que modifica la capa de barrillo dentinario y humedece adecuadamente las superficies dentales con el fin de facilitar la adhesión del ionómero que contiene ácido poliacrílico modificado con metacrilato, agua, ácido maleico, iniciadores y estabilizadores. (6)

En los compómeros, el agua es sustituida por una resina como el Hidroxietilmetacrilato (HEMA) o Bisfenol glicidil metacrilato (BIS-GMA). Además estos materiales contienen fotoiniciadores y estabilizadores. (4)

Los grupos metacrilatos contienen tanto moléculas hidrofóbicas como hidrofílicas en una molécula éster. Estos grupos proveen una fuerte adhesión del material restaurador al diente por impregnación, interpretación y un enredo de metacrilato

dentro del sustrato a la dentina, estos polimerizan en una fase oscura. La presencia de HEMA proporciona elasticidad al material y disminuye el riesgo de que el material se fracture.

Todos los ionómeros de vidrio con reacción ácido base liberan flúor, pero se ha observado que los compómeros tienen una liberación prolongada, a través de tres fuentes, adhesivo, partícula de vidrio y trifluoruro de iterbio que da como resultado la inhibición de caries. (6)

Componente	Función
Vidrio de flúor aluminosilicato	Material de relleno, fuente de fluoruro para su liberación
Sílice coloidal	Agente dispersante
CDMA (Dimetacrilato)	Formador de la matriz hidrofílica
GDMA (Gliceril dimetacrilato)	Diluyente del CDMA Co-monómero hidrofílico
Polímero hidrofílico de alto peso molecular	Modifica fluidez y transporta agua y fluoruro
Amina CPQ	Fotoiniciador

3.3 REACCIÓN QUÍMICA

La reacción inicial parece ser una reacción ácido-básica seguida por una polimerización fotoquímica de la matriz, cuando se le aplica el haz de luz. La liberación de flúor se debe a la naturaleza anhídrica del compómero y a la reacción de partículas de vidrio con la humedad bucal.

Esto es, al tomar lugar la polimerización del material, y al terminar su colocación, la reacción ácido-básica ocurre en presencia de agua, solo después de que la restauración es colocada y el agua de la saliva es absorbida, la presencia de agua en el ambiente que lo rodea hace que los grupos funcionales de ácidos ataquen las unidades de monómero y formen parte del material polimerizado, pudiendo reaccionar la parte de vidrio (base) para iniciar la reacción del ionómero de vidrio, como resultado de esta reacción hay liberación de flúor, aunque, dentro de los componentes del compómero pueden estar sales de fluoruro en adición a la liberación de flúor, para la consiguiente reacción de ionómero, donde la cantidad total de liberación de flúor es significativamente baja en comparación con los ionómeros de vidrio convencionales e híbridos. (1)

3.4 COMPORTAMIENTO CLÍNICO

3.4.1 ADHESIÓN

Para evaluar la eficacia de adhesión dentinaria debemos considerar la resistencia tangencial de unión y la microfiltración, lo cual nos lleva a pensar, lógicamente que, a mayor resistencia menor filtración. (6)

La actividad de adhesión químicamente inherente asociada con los grupos ácidos, en conjunto con el tradicional ácido

grabador para la adhesión de resina, permite a estos materiales adherirse química y micromecánicamente a la estructura dental. No se requiere realizar cavidades con un diseño específico, para obtener mayor retención por medio de traba mecánica, debido a que su adhesión se basa en la liberación de iones fosfato del ácido polialquenoico que se unen al calcio que se encuentra en el esmalte y la dentina a través de uniones iónicas. **(2)**

Debido a que los compómeros son esencialmente composites de resina, generalmente requieren del uso de primers y posiblemente adhesivos antes de su colocación. Estos fluidos intermediarios permiten que el compómero se adhiera a la estructura dentaria.

El empleo del ácido grabador en la colocación de algunos compómeros, así como los primers y/o adhesivos pueden contener constituyentes ácidos que pueden proveer un grabado de la dentina y posiblemente del esmalte. Dentro de la dentición primaria, es posible que el uso de compómeros actualmente disponibles, sean aceptables, sin grabado. Este podría ser resultado de un insignificante nivel de mineralización comparando el esmalte de la dentición primaria con la permanente. Esta diferencia permite un grabado efectivo en la utilización de algunos compómeros. En la dentición permanente se debe valorar que calidad de unión al esmalte necesitamos para determinada situación, por lo tanto si el paciente es cooperativo y existe la oportunidad y el tiempo de grabar, enjuagar y secar, entonces debe ser considerado grabar. **(1)**

Una adhesión en base a la difusión, ocurre en la superficie del diente, debido a que los iones de fosfato son desplazados por el ácido polialquenoico conforme ataca y penetra tanto en la dentina como en el esmalte. Cada ion fosfato toma un ion calcio para mantener el balance electrolítico en la interfase y el resultado es el desarrollo de una capa rica de iones entre los dos materiales, y una unión de resistencia considerable.

La unión inicial está basada en el enlace de hidrógeno y con el tiempo, madura y se transforma en una unión química del tipo polar/iónica. **(2,5,6)**

La adhesión puede verse afectada cuando al realizar la preparación de una cavidad involucre dentina y se realiza con fresas de diamante se forma una barrera de barrillo dentinario, que está compuesta por cristales de hidroxiapatita y colágena, parcialmente denaturada con un espesor de 1.5 micrómetros, la cual oblitera los túbulos dentinarios pero con el adhesivo que contiene el ácido polialquenoico elimina este barrillo dentinario, quedando la dentina libre y permitiendo, la adhesión tanto en esmalte como en dentina. El ácido polialquenoico tiene una doble acción, remover los restos contaminantes de la superficie, alterando la energía de ésta y exponiendo así la superficie del diente altamente mineralizada para la difusión del ácido y el intercambio de iones. **(2)**

3.4.2 LIBERACIÓN DE FLÚOR

Durante la fabricación del polvo de vidrio, el flúor es usado como fundente, para que las partículas del polvo final contengan arriba del 23% de flúor en forma de iones de fluoruro de calcio y de sodio en gotitas diminutas. Principalmente son liberados los iones de fluoruro de sodio durante la fase de difusión del ácido y como estos no son las especies formadoras de la matriz del cemento, su maduración no se detendrá por sus pérdidas. (2)

Se demostró que la proporción de flúor no disminuye hasta después de los primeros 5 años, por lo tanto éste continuará hasta la vida de la restauración. (3)

Existe también las hipótesis de Forsten, que dependiendo del gradiente local de flúor presente en la boca, el cemento de ionómero de vidrio, tomará flúor adicional y se incrementará la proporción de liberación de nuevo durante un periodo corto. Esta capacidad de actuar como reservorio de flúor hace que sean muy valiosos, particularmente en presencia de un alto índice de caries. (3) El flúor contribuye a la anticariogenicidad inhibiendo la desmineralización dental e incrementando el potencial de remineralización, además de tener un efecto antimicrobial lo cual provoca también una excelente respuesta en los tejidos blandos con relación a las restauraciones adyacentes. (7,8) Sin embargo esta liberación no garantizará anticariogenicidad al 100%. Se requiere que haya un íntimo contacto de la restauración con el diente para que haya una sostenida liberación de flúor. El flúor

liberado se adhiere a la estructura de apatita posiblemente en forma de fluorapatita o hidroxifluorapatita. (3)

La liberación de flúor es mucho mayor en los ionómeros de vidrio convencionales, los compómeros liberan una cantidad equivalente o menor mientras que en las resinas es nula. El uso de una resina adhesiva intermedia reduce significativamente el alcance de la penetración del flúor. Tanto el compómero como el ionómero convencional imparten resistencia a la dentina contra el desarrollo de caries recurrente. (3)

Los compómeros muestran liberación de flúor alta después de un día y la liberación continúa hasta dentro de un periodo de 10 semanas, pudiéndose incrementar este periodo si la dentina fue acondicionada mediante ácido grabador. Por el contrario, si se usa una capa de resina adhesiva, la liberación decrecerá significativamente. (3)

Con el uso de pastas dentales con flúor y aplicaciones tópicas se favorece el intercambio iónico de flúor hacia el diente y el composite. (3)

Los compómeros pueden efectuar una interfase marginal con la liberación de flúor en los que pueden incorporar flúor en la superficie que está a su alrededor en la estructura dental. (3)

3.4.3 BIOCMPATIBILIDAD

Cuando los compómeros fueron desarrollados, McLean y Wilson (3) sugirieron que era improbable que irritaran a la pulpa, y a los tejidos blandos, ya que la experiencia clínica apoyaba el

punto. Subsecuentemente, se observó que el ácido polialquenoico es un ácido débil inicialmente y que se debilita aún más con el tiempo. También debido al enredo de las cadenas iónicas no es capaz de penetrar a la dentina tan fácilmente. La dentina es un excelente amortiguador para todos los ácidos, y la mayoría son precipitados por los iones de calcio en los túbulos dentinarios. (3) Esto se ha confirmado por Hume y Mount y recientemente por Snugs y otros, por lo cual ellos sugieren que si hay exposición pulpar, no habrá respuesta inflamatoria y la presencia de otro material como el hidróxido de calcio, reducirá el área de dentina disponible para la adhesión, con el riesgo inminente de microfiltración. Sin embargo, tienen una excelente biocompatibilidad y adecuada tolerancia pulpar ya que provoca poca o nula irritabilidad a la pulpa. Si el espesor de dentina remanente es menor a 0.5 mm es necesaria la aplicación de un aislante pulpar pero solo sobre la zona próxima a ésta. (8)

3.4.4 ACTIVIDAD ANTIBACTERIAL

Se ha demostrado que algunos de los adhesivos dentinarios usados en los compómeros, actúan como un perfecto sellador de los túbulos dentinarios, lo que impide que ciertas bacterias penetren a los túbulos y causen caries recurrente. Además algunos adhesivos contienen glutaraldehído lo cual reduce o elimina bacterias en preparaciones in vivo. (3)

En el compómero se da también la liberación de flúor, por lo tanto también inhibe el crecimiento de *Streptococcus mutans*

jugando un papel muy importante en el mantenimiento de los tejidos gingivales. (3)

3.5 PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS

3.5.1 COEFICIENTE DE EXPANSIÓN LINEAL TÉRMICA

Es muy semejante al de la dentina lo que origina una buena estabilidad dimensional de la restauración, logrando una menor microfiltración. Cuando se van a colocar varias restauraciones de compómero, el clínico necesita proteger las restauraciones anteriores para evitar un desecado indebido que aumentaría la microfiltración y la desecación del material.

3.5.2 RESISTENCIA

El compómero tiene una resistencia a la compresión de (260 MPa), y su fuerza tensil es mejor que la del ionómero convencional y otros materiales, pero es inadecuado para usarlo en caras con fuerte carga masticatoria, donde se prefiere el uso de amalgama o resina. También presentan resistencia a la abrasión, su elasticidad es de 8,700 MPa y una dureza de Vickers de 510 MPa. (6)

Alta resistencia a la solubilidad, debido a que son uniones de tipo covalente, por lo tanto, son poco solubles en cavidad bucal. (7)

3.6 INDICACIONES CLÍNICAS

Los compómeros son materiales fotopolimerizables, y permiten su acabado después de polimerizarlos, su presentación es en forma de jeringas, tubos enroscables, Compules® y más recientemente en Aplitips®. Entre sus ventajas encontramos que son biocompatibles, se adhieren a la estructura dentaria en mayor grado en comparación con los ionómeros de vidrio habituales, son de fácil manipulación, adquieren la textura de un composite e incluso brindan una estética similar, liberan flúor, tienen menor sensibilidad al agua, son radiopacos y tienen mayor resistencia a la abrasión.

Como desventajas encontramos que en comparación con los composites, estos materiales presentan una manipulación un poco más difícil, debido al componente vitrioionómero, tienen mayor solubilidad en el agua, sus propiedades de resistencia son menores y sus propiedades estéticas no se igualan a los mismos. Pero sus propiedades físicas son muy similares.

A diferencia de los ionómeros de vidrio son de fácil manipulación, más estables en la cavidad bucal, más estéticos, fotopolimerizables y no necesitan mezclarse.

3.6.1 INDICACIONES

- **Clase I o restauraciones preventivas:** en dentición primaria, en dentición permanente cavidades pequeñas. **(1)**
- **Clase II:** dentición primaria, y en dentición permanente en cavidades transitorias o pequeñas. **(1)**

- **Clase III** dentición primaria, en dentición permanente solo situaciones selectas. **(1)**
- **Clase IV:** dentición primaria en cavidades pequeñas, mientras que en dentición permanente en cavidades transitorias. **(1)**
- **Clase V:** caries cervicales, erosiones radiculares y defectos cuneiformes. Situaciones donde un buen aislamiento sea posible, y una buena estética sea necesaria. **(1)**
- **Obturaciones intermedias de clases I y II técnica de sándwich.** Ranuras en forma de "V" en zonas de clase V, reconstrucción de muñones para prótesis, restauración temporal de dientes fracturados, en caries geriátricas de superficies radiculares, caries altamente activa en personas de todas las edades.

CAPÍTULO 4

RESINAS COMPUESTAS O COMPOSITES

“Es un material plástico heterogéneo, formado por dos componentes que poseen cualidades superiores a las de cada uno de ellos”. (4)

4.1 GENERALIDADES

Ha sido siempre reconocido que la adhesión entre el material restaurativo y la estructura dentaria es un atributo altamente deseado en nuestra profesión. Sin embargo, la cavidad bucal representa un ambiente muy hostil para cualquier intercambio químico, y el agua es considerada como un enemigo para la adhesión. (2)

El doctor Oscar Hagger (1951) fue el primero en demostrar la adhesión a la estructura dentaria utilizando ácido glicerofosfórico de dimetacrilato, el cual podía ser catalíticamente polimerizado por la acción del ácido sulfínico en un periodo de cinco a treinta minutos. Estos trabajos dejaron como resultado el desarrollo de la primera resina restaurativa, la cual estaba disponible en la profesión. Otros continuaron este trabajo, Kramer y McLean (1952) fueron probablemente los primeros en mostrar

las alteraciones en la superficie dentinaria utilizando esta química. La adhesión a la dentina no era particularmente efectiva, pero ellos decidieron mostrar la adhesión al esmalte utilizando una técnica similar (McLean y Kramer, 1952). (2)

En 1955, con los artículos clásicos de Buonocore, el sistema micromecánico de adhesión al esmalte fue realmente reconocido. Enfocó toda su atención en el tema de adhesión dentro de la cavidad bucal, ya que expandió el concepto de este hecho sobre el esmalte e investigó sobre sus efectos en dentina, de tal manera que llegó a ser considerado el padre de este concepto. Existe un lapso de 20 años de este descubrimiento hasta la aceptación general de la técnica de grabado ácido para resinas de composite en la profesión. En los 60's, los fabricantes comienzan a proporcionar grabadores en sus productos. A mitad de los 70's la técnica comienza a enseñarse en las escuelas dentales y es aceptada en general por la profesión como una técnica de rutina y como un requerimiento para la colocación de resinas. (2)

4.1.1 HISTOLOGÍA DE LAS ESTRUCTURAS DEL DIENTE

ESMALTE

Composición

Está formado por un 96% de sustancia inorgánica y 4% de sustancia orgánica. (4)

Dentro de la sustancia orgánica se encuentran glucoproteínas, hidratos de carbono, agua, en un 2.3% y

glucosaminoglucanos sulfatados. Su composición inorgánica es: calcio, fósforo, magnesio, sodio, potasio, sílice, zinc, hierro, cobre y flúor. En un 98% esta fase inorgánica esta formada por hidroxiapatita que tiene un aspecto de agujas pequeñas y cuya sección transversal es hexagonal. Estos cristales se agrupan en estructuras prismáticas, cada prisma está limitado por una interfase no mineralizada, y atraviesa la casi totalidad de espesor del esmalte siguiendo trayectos sinuosos. El esmalte es aprismático en la unión amelodentinaria y en la superficie del diente en un espesor de 20 a 80 μm . Estos cristales proporcionan dureza al esmalte, la susceptibilidad de éstos a ser disueltos por ácidos provee la base química para la insaturación de la caries y permite la adhesión de materiales restauradores, como el esmalte es duro necesita de una capa subyacente de dentina, más elástica para mantener su integridad. La matriz orgánica es muy polimorfa, amorfa y degradable por los ácidos. (2)

DENTINA

Composición

Está protegida por el esmalte, es un tejido vital por la gran cantidad de túbulos dentinarios que le dan comunicación hacia la pulpa, la dentina sostiene la pulpa y la protege para evitar las injurias químicas, físicas y biológicas. La dentina es más uniforme en los dientes de la primera dentición ya que en la segunda es muy irregular. Está compuesta por 30% de sustancia orgánica en

la que un 10% es agua y fibras colágenas tipo uno glucosaminoglucanos sulfatados, glucoproteínas en un 20% y un 70% de sustancia inorgánica: calcio, fósforo, magnesio, sodio, potasio, zinc, sílice, cobre, hierro y una pequeña cantidad de flúor. (4)

Estructura De La Dentina

Dentina Fisiológica

De la unión amelodentinaria se distinguen tres tipos:

Dentina de recubrimiento, prácticamente desprovista de túbulos dentinarios. (4)

La dentina primaria, formada desde el origen del desarrollo dentinario hasta la oclusión dentinaria, es rica en túbulos y constituye la masa dentinaria más importante en volumen. (4)

La dentina secundaria se produce durante todo el ciclo vital, los túbulos son menos abundantes. Al corte transversal se distinguen dos estructuras dentinarias diferentes: la dentina peritubular que delimita la luz de los túbulos, denudada de fibras colágenas, densa y muy inestable en el momento del ataque ácido. (4)

La dentina intertubular presenta gran cantidad de fibras colágenas que sufren una mineralización. (4)

Dentina Esclerótica

Con el envejecimiento del diente, puede aparecer una sobrem mineralización que oblitera los túbulos. La heterogeneidad

de la estructura dentinaria explica la diferencia de respuesta frente a una agresión ácida. (4)

Dentina Patológica

Se distingue una capa superficial desorganizada, rellena de microorganismos; una capa profunda desmineralizada, donde permanecen los restos de dentina peritubular y donde aparece en profundidad una mineralización intratubular; una capa esclerótica hipermineralizada, denominada transparente que es inconsistente; por último una capa terciaria que ilustra el potencial reparador de la pulpa frente a las agresiones crónicas, esta capa es irregular y polimorfa (4)

La permeabilidad dentinaria se da a través de los túbulos dentinarios debido a que hay difusión de fluidos por la dentina. La permeabilidad dentinaria es proporcional al diámetro y al número de túbulos, y aumentan a medida que los mismos convergen hacia la pulpa. A medida que aumentamos la profundidad de la preparación, aumentamos la permeabilidad de la dentina remanente. (4)

La teoría hidrodinámica de Branström sugiere el movimiento de fluidos en los túbulos dentinarios como el evento principal para el surgimiento de dolor. Estímulos dolorosos como el frío, el calor, chorros de aire, tienen en común la capacidad de dislocar el fluido de los túbulos dentinarios que llegan a los receptores sensoriales localizados en la pulpa, deformando la terminación nerviosa. (4)

El calor expande el fluido dentro de los túbulos estimulando su flujo en dirección a la pulpa. (4)

El frío causa una contracción del fluido, produciendo un flujo hacia fuera. El rápido movimiento de fluido por la membrana celular del receptor celular aumenta el flujo de iones de sodio y potasio en canales activados por la presión hidrodinámica, iniciando la reacción dolorosa. El azúcar por ser higroscópica y los chorros de aire en la dentina expuesta, van a causar un movimiento hacia fuera de los túbulos dentinarios de las fuerzas capilares. (4)

Cuanto mayor es la abertura de los túbulos dentinarios más rápidamente es transmitido el estímulo. (4)

Los barnices, forros y bases han sido usados para proteger a la pulpa de la conductividad térmica, y minimizan la microfiltración. Las bases de cemento están indicadas en el piso de cavidades profundas y están contraindicadas en cavidades poco profundas, pues comprometen la retención y debilitan la restauración. (4)

4.1.2 ACCIÓN DE LAS SOLUCIONES DESMINERALIZANTES SOBRE LA DENTINA

Los productos grabadores pueden aplicarse a la dentina sin causar por ello irritación a la pulpa, ya que este ácido no irrita, más si en cambio, mejora el proceso de adhesión (Kanca, 1991; Fusayana 1990; Bertolotti, 1991). Para que el grabado ácido no produzca efectos perjudiciales sobre la dentina, se debe utilizar

ácido fosfórico en solución diluida (10-15%); que su aplicación se haga en periodos breves de 15 a 20 segundos ya que la prolongación del proceso no mejora la adhesión, y en el proceso de adhesión se consiga un sellado hermético. A menos que exista una profundidad considerable y necesitemos la protección de la pulpa por la cercanía de la cavidad, esta protección la podremos conseguir por medio de un forro cavitario o liner de ionómero de vidrio o hidróxido de calcio fotopolimerizable. (9)

El grado de grabado ácido será menos acentuado en los individuos jóvenes, especialmente en la zona cervical, debido a la presencia de una fase orgánica más importante que inhibe su disolución. (9)

El flúor reduce la sensibilidad del esmalte al ácido, ésta inhibición se debe al recambio de iones flúor en los grupos de hidroxiapatita, por lo tanto la aplicación del ácido grabador en cuanto a tiempo debe prolongarse.

Pueden utilizarse soluciones acuosas o geles de ácido fosfórico en una concentración de 10%. Esta concentración de ácido fosfórico resulta ser más intensa que la de ácido maleico, aunque basta con grabar solo 15 segundos para obtener un buen sustrato para la colocación de nuestra resina. (9)

En la primera dentición la permeabilidad de la dentina es menor por la concentración de túbulos pequeños y también por su diámetro.

La dentina peritubular es muy inestable y es la primera en desaparecer (siempre que se trate de una solución de ácido

fosfórico y que no exceda del tiempo recomendado). Por lo tanto hay un aumento en la permeabilidad debido al ensanchamiento de los túbulos dentinarios, un aumento en la sensibilidad la difusión hacia la pulpa de los productos resinosos, mal estabilizados, cuando la polimerización es imperfecta.

El grabado de la preparación para la unión sin el apropiado sellado puede causar dolor, pero el dolor después de la colocación de un material resulta por la falta de sellado de la dentina. Cualquier tratamiento exitoso del dolor dentario puede proveer sellado (hibridación dentinaria) de la interfase de la dentina la obturación de los túbulos dentinarios.

En un segundo periodo se producen cambios en la dentina intertubular, con la desaparición de los componentes matriciales situados entre las fibras de colágeno; se distinguen dos situaciones:

Los ácidos minerales implican la desaparición casi total de los componentes no colagénicos, los ácidos orgánicos y los quelantes preservan una parte de estos componentes que sufren la modificación.

No es recomendable utilizar ácidos minerales sobre la dentina, sin embargo, la eficacia de algunos adhesivos dentinarios puede aumentarse con el acondicionamiento dentinario ácido (quelantes o ácidos orgánicos), éste es el caso de los adhesivos basados en gluteraldehído tipo Gluma, en los que la unión ocurre en los centros colagénicos.

Los ésteres fosfóricos tipo Scotch Bond I 3M actúan a nivel de la fase mineral. La utilización de un ácido está contraindicada y se debe intentar reforzar la mineralización superficial con el empleo de una solución mineralizante para mejorar la unión.

El mecanismo de unión micromecánica entre el grabado ácido de la dentina y los agentes de unión, se basa en un proceso llamado hibridación que se refiere a la remoción completa del barrillo dentinario y la consecuente desmineralización de la dentina, seguida por una interdifusión dentro de las microporosidades de la exposición dentinaria de la matriz de colágena. **(15)**

Para esto debemos mencionar que la morfología de la colágena en forma de red superficialmente desmineralizada, es un parámetro importante en el establecimiento de la calidad de la unión con los composites por medio de la hibridación. **(15)**

El tipo de acondicionamiento y condición de la dentina con respecto a la humedad y el líquido exterior de los túbulos también influyen para el tipo de unión y adhesión. **(10)**

El grabado ácido produce cambios significativos en la superficie de la dentina alargando los orificios de los túbulos hasta aproximadamente $3\mu\text{m}$ de diámetro, perdiendo la dentina peritubular. **(10)**

La porosidad de la dentina intertubular después de la desmineralización los túbulos es evidente. Estos cambios producen una exposición de fibras de colágeno que en la superficie se pueden distinguir. La profundidad de

desmineralización no es uniforme, puede variar de 5 a 10 μ m y las fibras de colágena están colapsadas y pueden estar conectadas a una superficie amorfa o estar distribuidas en la dentina intertubular. (15)

Una vez colapsadas las fibras de colágena la red se puede reexpandir con un primer hidrofílico penetrando en los espacios disponibles entre las fibras de colágena, manteniendo a la dentina húmeda, si se seca en exceso la red de colágena puede colapsarse más, la difusión de la resina en el tejido incluyendo la dentina sana, altera morfológicamente el acondicionamiento. La difusión de monómeros así como la penetración del agente de unión dentro de la superficie desmineralizada se forma la capa híbrida y modifica las propiedades físicas creando un gradiente de concentración de modalidad elástica y la unión de la interfase, permitiendo la flexibilidad y protección de la unión. (10)

La unión micromecánica del esmalte es efectiva con el grabado ácido, pero en dientes vitales se ha demostrado que presentan un problema en el incremento de los fluidos después del grabado, secado y enjuagado. Pero recientemente se sabe que los primers penetran uniéndose a la dentina vital y más rica de oxígeno. La interdifusión es indispensable para la difusión del monómero en el sustrato de la dentina vital. (10)

El sistema de monómeros con propiedades hidrofílicas e hidrofóbicas pueden incrementar la estabilidad de la unión. (10)

La desmineralización y la creación de una capa híbrida por debajo del adhesivo, el cual resiste a la desmineralización con

ácido clorhídrico, es una zona resistente a la penetración de ácidos, la cual es penetrada por el monómero. (10)

El sistema de penetración de la resina fue de 5 a 7 micrones en la dentina intertubular así como en la peritubular de cada túbulo dentinario. (10)

Los primers hidrofílicos, cohesivamente infiltrados a la dentina vital, proveen de una zona de hibridación impregnada de resina para prevenir al paciente de la hipersensibilidad posoperatoria y para prevenir la microfiltración a la dentina en la interfase híbrida. Estos adhesivos y sistemas de unión, son rápidos, de costos productivos, esto significa que rutinariamente se reforzará la permanencia por debajo de la dentina mientras sea totalmente biocompatible con la pulpa. (15)

4.1.3 ACCIÓN SOBRE LA DENTINA ESCLERÓTICA

Esta dentina parece poco sensible a la acción de una solución desmineralizante, las mineralizaciones exógenas que ocurren desempeñan un papel protector pero impiden una acción eficaz. (10)

La superficie dentinaria es el asiento de depósitos que perjudican la adhesión, pues se interpone entre el sustrato y el adhesivo. Estos depósitos son de dos tipos: capas de mineralización exógena de tipo tártaro, con un espesor de 10-20 micrómetros que se encuentran en las erosiones cervicales; restos dentinarios sobre las paredes de las cavidades recientemente talladas (smear layer). (10)

4.1.4 BARRILLO DENTINARIO (SMEAR LAYER)

Cualquier instrumento de mano o rotatorio que corte o abrasione, origina la producción de restos que recubren la dentina. La cualidad y cantidad de esta capa, compuesta por productos orgánicos e inorgánicos varía. Su espesor de 1 a 5 micrómetros depende de la utilización o no del chorro de agua y del tipo de instrumento empleado. Las capas de restos más espesas se producen por el uso de fresas diamantadas de grano grueso usadas sin spray. (4)

Es posible definir dos zonas distintas en esta capa: una superficial, que recubre la dentina y una capa incluida en los túbulos dentinarios formando tapones. (4)

El barrillo dentinario puede perjudicar la unión de los materiales adhesivos que reaccionan químicamente con el tejido mineralizado, como ocurre con algunos adhesivos amelodentinarios de 1ª generación y los ionómeros de vidrio. (10)

La capa de barrillo debe retirarse o ser modificada con algunos agentes biocompatibles, según Pashley son 4 las soluciones: eliminar la capa, ya que constituye una barrera física a la invasión bacteriana de los túbulos. Si estos tapones son eliminados la permeabilidad dentinaria aumenta de forma considerable y la difusión de toxinas se ve favorecida. Branström dice que hay que eliminar el barrillo dentinario superficial y mantener los tapones después de haberlos sometido a un tratamiento antiséptico; eliminar el barrillo dentinario y colocar por precipitación en la superficie dentinaria, un material artificial de

naturaleza cristalina que reaccione con el adhesivo; modificar la estructura del barrillo dentinario para fijarla a la dentina y aumentar su cohesión con sustancias mineralizantes que refuercen los puentes entre las fibras de colágeno, del barrillo y de la dentina; buscar y utilizar un material capaz de infiltrarse a través de toda la capa de barrillo con el fin de que se una a la dentina. (4)

4.1.5 ACONDICIONAMIENTO DENTINARIO

La eliminación del barrillo dentinario se lleva a cabo por medio de sustancias ácidas y agentes quelantes.

La solución de ácido de oxalato férrico al 6.8%. El colágeno denudado por el ácido asegura una superficie dentinaria microporosa que puede recibir el agente adhesivo. El empleo de esta sustancia es muy eficaz, pero el protocolo de aplicación es largo y complejo, ya que, exige la utilización de un acondicionador, un activador de superficie de base NPG-GMA y un agente adhesivo de base PMDM o bien un 4 Meta. (4)

La solución acuosa de ácido nítrico al 2.5% de N-fenil-glicina (4%), graba el esmalte y destruye el barro dentinario (Restobond); el ácido nítrico es neutralizado rápida y ampliamente al contacto con la estructura dentinaria. (4)

La N-fnil-glicina es un aminoácido capaz de provocar una unión a las proteínas del colágeno a la dentina, requiere la aplicación sucesiva del acondicionador, un "Sealer", una solución acetona al 10% de dimetacrilato asegura el sellado de los túbulos,

un agente adhesivo fotopolimerizable sin relleno, de base BIS-GMA. (4)

El Oxalato de aluminio, combinado al 2.5% de ácido nítrico (Tenure dentin) recomendado con un agente adhesivo derivado de la fórmula de Bowen que pertenecen a los grupos de la última generación. (4)

El ácido poliacrílico, tiene un potencial de desmineralización más débil, parece capaz de asegurar una limpieza y una impregnación del sustrato, se utiliza como pretratamiento de los ionómeros de vidrio. Puede presentar efectos nocivos sobre la dentina peritubular si el tiempo de exposición dentinario es demasiado largo y la concentración es demasiado elevada. Se utiliza a una concentración de 25% durante un tratamiento de 10s (Ketac Conditioner). (4)

Eliminación superficial del barrillo dentinario. Una solución acuosa de un monómero hidrófilo de metacrilato y de ácido maleico (Scotchprep 3M). Solubiliza parcialmente el barrillo dentinario y favorece la unión con el Scotchbond 2 M. El primero por mediación del ácido maleico que contiene, efectúa un ligero grabado de la dentina peritubular. (4)

Al evaluar el grado de remoción del barrillo dentinario de los túbulos dentinarios podemos valorar que a medida que dejamos más tiempo el ácido grabador dejando que ejerza su acción en diferentes tiempos podremos observar la cantidad de túbulos dentinarios se encuentran obliterados o completamente abiertos, también comparándolos si es dentición primaria o dentición

permanente. En la dentición primaria el barrillo dentinario es más prontamente retirado que en la dentición permanente en tan solo 7 segundos, esto no depende del acondicionador que fuese usado si no del tiempo que se deje reaccionar al ácido grabador, es decir que si el ácido grabador se deja un tiempo de 30 segundos la capa de smear layer es más drásticamente removida con una completa apertura de túbulos dentinarios sin ningún rastro de smear layer, por lo tanto debemos considerar que no es deseable para la preparación de la dentina, ni para el medio de unión. (11)

4.1.6 MODIFICACIÓN DEL BARRILLO DENTINARIO

Pueden reaccionar algunos productos con el colágeno y fijar el barrillo dentinario (ácido tánico al 25% y cloruro férrico al 2%) aumentando la adhesión de los ionómeros de vidrio. (4)

El Dentin Primer se compone de un 30% de peso de HEMA, 64% de etanol y 6% de Penta modificando el barro dentinario haciéndolo impermeable. Se establece una unión iónica covalente con el colágeno y la hidroxiapatita de la dentina y paralelamente una unión química con el Dentin Primer por mediación del Penta/HEMA. (4)

Otro adhesivo como el Tripton, presentado como un modificador del barro dentinario para facilitar su penetración, como el Bonding S101, completado por el primer S101 y el XR Bond, de Kerr. (4)

Se han empleado soluciones mineralizantes EIITS de Causton y Johnson es una solución isotónica de pH 7.4 cuyo

componente activo iones calcio y fosfato que mejoran la adhesión de los ionómeros de vidrio en un 50%. (4)

4.1.7 ADHESIÓN

Es la atracción física de las moléculas hacia otras diferentes quedando unidas una a la otra; adherencia es la fuerza que produce la unión de dos sustancias cuando se ponen en íntimo contacto; *adhesivo* es la sustancia capaz de mantener materiales juntos con un sistema de unión; *adherente* es el material al cual se aplica el adhesivo, existen varios mecanismos de adhesión: mecánica que es la que se produce cuando una de las partes penetra en las irregularidades que presenta la superficie de la otra. Está basada en los efectos del grabado ácido del esmalte que va de unos 20 μm de profundidad con forma de microtúbulos y su fuerza de adhesión será de 15 a 20 MPa; química es la unión ideal de tipo primario que ocurre cuando las partes se mantienen en contacto por medio de las fuerzas obtenidas por la formación de uniones entre las superficies que se adaptan entre sí, en forma de enlaces iónicos o covalentes como la quelación del calcio; física es el resultado de las uniones moleculares de las fuerzas de Van der Waals, originadas por las interacciones de la formación de los momentos dipolares en el seno de un átomo o de una molécula, se basa en el fenómeno de impregnación de sustrato por el material, valorado para un ángulo de contacto θ formado por la superficie del líquido y la interfase líquido sólido. (4)

La impregnación depende de la energía libre de superficie que debe ser muy elevada en el diente, y de la tensión superficial del adhesivo que debe ser baja. Los enlaces físicos secundarios no tienen por si solos una unión a largo plazo ya que se degradan por la penetración de agua en la interfase, por lo tanto, es necesario encontrar enlaces primarios o una retención mecánica.(4)

4.1.8 ADHESIÓN A LA DENTINA

El NPG-GMA N-fenil-glicin-glicidil-metacrilato, produce quelación de los iones de calcio de la dentina. (4)

Los que producen una eliminación parcial o total del barrillo dentinario y la aplicación del agente adhesivo, con ciertos adhesivos NPG-GMA/PMDM de última generación Restobond 3, Tenure, Dentin Mat, All Bond. (4)

Los que mantienen el barrillo dentinario además de la aplicación directa del adhesivo amelodentinario o de un agente expansor Stickybond, expaliner y la mayor parte de agentes basados en ésteres fosforados de 1ª generación. (4)

La modificación del barrillo dentinario sin eliminación, impermeabilización y establecimiento de una unión iónica y covalente con el colágeno y la hidroxiapatita de la dentina (Prisma Universal Bond 2, Caulk, Tripton Cl, Bonding S101, Spad, Adefix).(4)

Actualmente existen tres tipos de posibles adhesivos, entre los que están, los autopolimerizables, de dos componentes, resina

y líquido, la resina es a base de éster fosfórico de Bis-GMA, resina diluyente, peróxido de Benziol sulfonato sódico, amina aromática y alcohol etílico. (Scotchbond, Creation Bond y Dentin Bond); adhesivos fotopolimerizables de un componente, endurecimiento inmediato, activador, acetona, amina orgánica. (Light Cured Scotch, Bondlite, Prisma Universal Bond); adhesivos mixtos de dos componentes a la vez uno auto y otro fotopolimerizable. (4)

Los adhesivos dentinarios típicos (Scotchbond) están constituidos por un éster fosfórico de Bis-GMA disuelto en un solvente volátil como el alcohol, que actúa como agente humidificador. La resina puede ser fotopolimerizable o autopolimerizable. (4)

Debido a la naturaleza hidrófoba de los materiales adhesivos es imprescindible desplazar los tejidos gingivales separándolos del margen cementario de la lesión, no sólo para asegurar un buen acceso si no para evitar la contaminación del campo operatorio con líquido crevicular. (4)

Los adhesivos dentinarios pueden actuar sobre la capa de smear layer de tres formas diferentes, ya sea manteniéndola, modificándola o removiéndola. (4)

Actualmente las técnicas de grabado total (dentina y esmalte), técnicas que utilizan primers son las más difundidas y actuales. La clave para conseguir unión en un medio húmedo vino con la introducción de adhesivos hidrófilos, que por presentar afinidad con agua, no son repelidos del interior de los túbulos, al

contrario, consiguen penetrar en éstos formando edentaciones que propician retención mecánica y sellado de los túbulos. Existe unión química del adhesivo a las sustancias orgánicas, en especial al colágeno, o a sustancias inorgánicas como el calcio.(4)

Los adhesivos poseen ciertas cualidades que los hace que se diferencien según su acción de remover o mantener la capa de smear layer, ya sea por el uso de primers o acondicionadores para tratar la dentina y hacerla reactiva, así como la utilización de resinas con capacidad de unión de forma hidrofílica e hidrofóbica.(12)

Ya que los primers dentinarios mejoran la eficacia de la adhesión debido a su efecto de pretratamiento creando cambios estructurales de la dentina, se recomienda secar la superficie después de haber aplicado el primer debido a que contiene solventes como agua, alcohol y acetona que pueden interferir con la polimerización del agente adhesivo. La duración del secado con aire dependerá del producto. Pero cuando la dentina se seca por largos periodos de tiempo, el barrillo expone las fibras de colágena colapsadas y forma un barrillo denso y amorfo, si el tiempo de secado es muy largo el barrillo puede volverse forme lo que podría impedir la infiltración del agente de adhesión, debido a que el primer se satura de aire e inhibe la polimerización del agente de unión. Por lo tanto disminuye la resistencia del adhesivo dentinario. El adhesivo se une al primer, formando edentaciones en el interior de los túbulos dentinarios, proporcionando traba mecánica del adhesivo. (12)

Un inconveniente de las resinas compuestas y los sistemas dentinarios de adhesión usados, es que se contraen al polimerizar, obstaculizando la unión. Casi todos los adhesivos logran resistencias adhesivas al corte de 20 MPa o más, eliminan la capa de desechos, ya que desmineralizan la dentina subyacente hasta 1 a 5 micrómetros de profundidad y conservan la integridad de la colágena estriada en la zona desmineralizada. (11)

Los sistemas de unión no solo logran un enlace eficaz con la dentina, si no que también crean una capa híbrida que impide la invasión bacteriana y la sensibilidad posoperatoria. Esta capa híbrida sella la dentina para proteger a la pulpa de los microorganismos que pueden causar necrosis pulpar, ya que los gérmenes pueden penetrar a los túbulos y dañar a la pulpa, también inmoviliza las prolongaciones odontoblásticas y suspende la circulación de líquidos. (4)

Dentro de los adhesivos que forman este tipo de capa son: Prisma Universal Bond 3 y Optibond ofreciendo alta resistencia adhesiva con varios componentes restaurativos. (4)

4.2 COMPOSICIÓN QUÍMICA

Estructuralmente están compuestas por una matriz orgánica, un relleno, un adhesivo, y algunos coadyuvantes que ayudan a la polimerización y a la estética. (4)

La matriz orgánica es una resina polimérica o prepolimérica que representa un 30 a 50% del volumen total del material. La matriz más frecuente es la de BIS-GMA o matriz de Bowen. Esta se obtiene a partir de 3 moléculas de base bisfenol A, alcohol glicídico y ácido metacrílico. (1)

Algunas matrices están compuestas por una asociación de BIS-GMA y un monómero que contiene uno a más radicales de uretano; en la cual la estructura final será siempre de un metacrilato de uretano. (4)

La unión entre la matriz orgánica y el relleno mineral es asegurada por los silanos. (1)

El relleno confiere al composite sus propiedades físicas y mecánicas. (4)

Está constituido por vidrio, cuarzo o cerámica. (1, 4)

Las partículas del relleno son silanizadas para permitir su relleno hidrofílico de unión hacia la matriz hidrofóbica de la resina. Una buena silanización es esencial para obtener un material estable el cual es resistente al uso y es homogéneo en su composición. (1)

Los coadyuvantes son sustancias que influyen en la reacción de la polimerización y la estética. Dentro de las sustancias que intervienen en la reacción de la polimerización son: (4)

4.2.1 ACTIVADORES

De tipo químico o fotoquímico; dentro de la activación química está la autopolimerización que se produce por la presencia de moléculas capaces de inducir radicales libres, cuando se presenta en pasta-pasta, esta reacción resulta inhibida por los fenoles como el eugenol, de ahí que esté contraindicado el uso de óxido de zinc y eugenol debajo del composite. La activación fotoquímica (fotopolimerización) se basa en el uso de fotones luminosos y ultravioletas que vehiculizan la energía. Es necesario utilizar fotoactivadores que también sirven como estabilizadores entre los cuales se encuentran los derivados de la benzoína, benzofenona, acetofenona y dicetona. Los composites fotopolimerizables por UV contienen etermetílico de benzoína. Estos materiales se presentan en forma de una sola pasta. (4)

4.2.2 INHIBIDORES

Éstos permiten controlar los periodos de inducción, asegurando una mejor conservación del producto. Los más utilizados son las quinonas. (4)

Las sustancias que intervienen en la estética son sustancias absorbentes de anti UV (4), pigmentos y agentes radiopacos como el itrio trifluorado. (1)

4.3 REACCIÓN QUÍMICA

La reacción química de los composites se produce en el extremo de la molécula, formado por un grupo metacrilato, esta

tiene un doble enlace que permite la reacción química con la fase orgánica del composite. En el otro extremo se incluye un grupo reactivo que puede determinar una unión química con el elemento inorgánico u orgánico del tejido dentinario. (4)

4.4 CLASIFICACIÓN

Dependiendo de la granulometría que presenta el relleno, los composites se dividen en: (1,4)

4.4.1 MACRORRELLENO

Su tamaño de partícula en la matriz de la resina es superior a $0.1\mu\text{m}$, $0.30\mu\text{m}$, $5 - 50\mu\text{m}$, son de forma irregular (1) y poseen propiedades físicas y mecánicas adecuadas, presentan una insuficiente resistencia a la abrasión además de una mala capacidad de pulido por lo tanto hay arrancamiento de partículas minerales en la superficie, esto provoca una porosidad que origina retenciones y alteraciones en el color. (1,4)

4.4.2 MICRORRELLENO

El tamaño de partícula es inferior a $0.1\mu\text{m}$, $0.01\mu\text{m}$ hasta $0.07\mu\text{m}$. (1) Su relleno es de sílice coloidal que se fracciona en partículas muy pequeñas son también llamados rellenos aerosils, sílice pirolítico o pirógeno con relación a su forma de obtención. (4) Su forma es redondeada o esférica. (4) Esta granulometría

no permite un buen relleno de la estructura orgánica por lo tanto se obtienen granulados, esféricos o conglomerados que son compuestos de polímero endurecido y molido incluyendo microrrelleno a éstos se les llama organominerales, su tamaño varía entre los 10 y 50 μm . (1) Este recubrimiento de resina le da una mayor resistencia al desprendimiento y una excelente capacidad de pulido. Al contener una gran cantidad de resina estos materiales presentan una buena translucidez, por lo tanto son apropiados para su utilización en restauraciones visibles que no impliquen una carga oclusal. (4)

4.4.3 HÍBRIDOS

Es una mezcla de los macro y microrrelleno con un tamaño de partícula de 0.5 – 5.0 μm , fueron creados para rellenar los espacios ocupados en los composites por la resina, estos alcanzan una elevada densidad de carga. (1) Sus propiedades fisicoquímicas y mecánicas mejoradas hacen que estos materiales se utilicen en restauraciones anteriores y posteriores; siendo su relación de relleno/resina, en volumen mayor, por lo tanto la unión silánica fuera de una buena calidad. (1)

El agente adhesivo es esencial para la unión entre las dos fases resina/relleno que condicionará el buen comportamiento físico y mecánico del material, evitando la concentración de fuerzas. (1) Debido a que la fase orgánica es la más dúctil además de repartir y transmitir fuerzas hacia la fase mineral u

organomineral será la que resista la deformación. La superficie de relleno se trata con un agente adhesivo, generalmente un silano (metacrilato-oxipropil-trimetil-silano). (4)

Es importante que nosotros seamos capaces de distinguir la cantidad de relleno así como el tamaño de relleno de los composites, como los ahora llamados composites condensables (13) y composites fluidos (14), para poder diferenciar también su utilización clínica.

El contenido de relleno es meramente una descripción de la cantidad de relleno de un composite. Es generalmente medido como peso a peso y la cantidad de resina que hay dentro de la matriz el cual es representado en un porcentaje. Si no hay relleno en la matriz el material puede ser llamado resina sin relleno, estos materiales pueden ser utilizados como sellantes y algunas veces como componentes del material que sirve como agente de unión.(1)

Si la matriz de la resina tiene 30% de relleno por peso, entonces el material se llama sellante, muchos sellantes tienen relleno y algunos agentes de unión también, pero en una proporción menor, por lo tanto se les llama agentes de unión con relleno. (1)

La introducción de composites fluidos fue creada por la necesidad de definir el contenido de relleno. Los composites fluidos son composites de resina, con un 50 a 70% de relleno por peso. También ante la necesidad de una mejor manipulación en su utilización clínica, esto se realizó manteniendo el mismo

tamaño de partícula de los composites híbridos, pero reduciendo el contenido de relleno e incrementando la resina para disminuir la viscosidad de la mezcla. Por lo tanto un composite puede ser fluido e híbrido y solo de microrrelleno. **(1)**

Los composites fluidos no son tan resistentes como los composites convencionales, en ninguna de sus características mecánicas, sin embargo, algunos sistemas, demostraron una excelente fluidez comparada con los composites tradicionales. Se debe tener precaución y limitaciones en el uso de estos materiales, sus aplicaciones, sus beneficios de fluidez y su colocación en zonas de bajo estrés. **(14)**

Sus ventajas por supuesto son su fluidez, en zonas de bajo estrés pueden ser utilizados como liners, selladores, reparadores de composites, reparadores de defectos en el esmalte, restauraciones clase I, II (gingivales), III, IV, V, resina preventiva y cavidades tipo túnel. **(14)**

Cuando hay una gran cantidad de relleno en un 75 a 85% de relleno por peso, en este caso el material se vuelve más duro, empacable o condensable y se puede utilizar para dientes anteriores y posteriores. Este tipo de materiales introducidos recientemente es una nueva alternativa y difieren de los composites tradicionales en la cantidad de relleno, el cual es acompañado por fibras (*Alert*), partículas porosas de relleno (*Solitaire*) o partículas irregulares de relleno (*Sure fil*). El contacto entre estas partículas irregulares hacen que los composites sean condensables. Provocan un contacto interproximal aceptable, en

Clases II, esta técnica hace posible el curado profundo y una baja contracción de polimerización. Estos se contraen menos que los composites convencionales (1%), debido a su alto contenido de relleno (menor a 80% por peso), esto lo hace más viscoso y condensable. Presenta una profundidad de curado menor a 5 mm. No hay disponibilidad de colores y puede incrementar la sensibilidad posoperatoria. Se utiliza conjuntamente con un composite fluido para sellar la caja interproximal, ofrece buena adaptación marginal, además de un buen contacto proximal y calidad en su pulido. El contacto íntimo entre la superficie del diente y la adaptación del material minimiza la sensibilidad posoperatoria. **(13)**

Es importante conocer el contenido de partícula y el tamaño para poder apreciar las indicaciones apropiadas del material. Muchas veces sólo ocupamos un solo material por tener la idea de su uso universal, por ejemplo los híbridos, pero para poder obtener una mejor estética también es recomendable utilizar los materiales de microrrelleno sobre todo en dientes anteriores. **(1)**

4.5 COMPORTAMIENTO CLÍNICO

4.5.1 ADHESIÓN

La unión se efectúa por medio de un adhesivo que se une a la dentina y al esmalte conjuntamente, esta unión se puede

potenciar sobre la dentina con un preparado dentinario, denominado, "primer". (4)

En una situación ideal esta unión es físico-química, producida generalmente con la hidroxiapatita; de esta manera se puede explicar que la adhesión sobre la dentina es menor que sobre el esmalte y que la calidad de unión disminuye en capas profundas menos mineralizadas. También son posibles las uniones de trama orgánica que contienen los agentes adhesivos.(4)

4.6 PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS

Excelentes, éstas condicionan la estabilidad dimensional del material, respecto a la relación relleno/resina en volumen. El coeficiente de expansión térmica volumétrica es 2 a 6 veces más elevado que el del esmalte. Los que son más ricos en resina presentan los coeficientes más altos. La contracción por polimerización es mayor mientras sea mayor el volumen de la resina, por lo tanto, la contracción de los composites híbridos es menor. La contracción determina la aparición de fracturas cohesivas en el material, la formación de fracturas marginales, la alteración del enlace matriz/relleno y la disminución de la resistencia del material. La absorción hídrica determinada por la posibilidad de penetración de las moléculas de agua en el polímero. Los composites de microrrelleno absorben entre dos a cuatro veces más agua que los convencionales, mientras que en

los híbridos es menor. La porosidad depende de la manipulación, del protocolo clínico, y se presenta menos en los composites híbridos fotopolimerizables. Las propiedades estéticas entre las que se encuentran el color, el índice de refracción, de translucidez, opacidad y la capacidad de pulido son determinantes para mejores resultados. Su radiopacidad representa una ventaja para la apreciación de los contorneados, recidivas cariosas, interfases y las imágenes lacunares, esta característica la contienen los materiales híbridos. **(1,13,14)**

La adaptación marginal es la mejor garantía de tolerancia biológica sino hay un hermetismo total entre el diente y el composite, se crea un espacio accesible a las bacterias y toxinas provenientes del medio bucal que llegan a la pulpa a través de los túbulos dentinarios. **(1)**

Presentan resistencia a la compresión entre 25 daN/cm² y 75 daN/cm² en los molares más posteriores, siendo los composites híbridos los más resistentes, también presentan una buena resistencia a la tracción sobretodo en la amplitud de las preparaciones oclusales amplias y especialmente en los itsmos. La dureza no alcanza a la de una amalgama, pero se puede mejorar con un porcentaje elevado del relleno en la matriz BIS-GMA de Bowen y la fotopolimerización. Su resistencia a la abrasión es inferior comparada con la amalgama ya que hay pérdida de sustancia de la matriz que está situada en la superficie y por la exfoliación del relleno. El desgaste se acelera por el tiempo y aumenta con la dimensión de la restauración. **(13)**

Tienen una alta resistencia a la flexión a la tensión, pero no ha podido reemplazar a la amalgama debido a su dificultad de manipulación. Existen muchos procedimientos que permiten la adhesión del composite a la estructura dentaria. Uno de los más importantes que se deben considerar es el de obtener una unión excelente del composite al diente, por medio de un agente de adhesión y de unión, utilizando agentes hidrofóbicos para una superficie húmeda de dentina, esto es necesario para crear una unión superficial del composite hidrofóbico. Al haber un entrecruzamiento de las redes de colágena creadas por el grabado se utilizará un agente de unión y un adhesivo de 5ª generación. Haciendo que los agentes a utilizar solo se manipulen en una misma botella. **(13)**

La contracción que existe después de la polimerización con los composites actuales, si está en un rango de 2 a 3.5% volumétricamente el composite fue unido circunferencialmente a las paredes de la cavidad para empujar al centro la masa, creando posiblemente tensión, mejorando la técnica de colocación. **(13)**

El número de pasos, el cuidado y la efectiva colocación del composite permitirá que siga ofreciendo una excelente estética, durabilidad clínica, características mejoradas, y su utilización en dientes anteriores y posteriores. **(13)**

4.7 INDICACIONES CLÍNICAS

Los composites son materiales fotocurables, monocomponentes, por lo que no requieren la mezcla manual.

Su presentación es en Compules®, tubos enroscables o Aplitips®. Las ventajas de este material son: sus excelentes propiedades físicas y estéticas, su manipulación sencilla y baja solubilidad. Dentro de sus desventajas se encuentran que este material no presenta liberación de flúor, no tiene autoadhesión como los ionómeros, es decir, requiere de agentes de unión, durante su manipulación se requiere invariablemente de la técnica de aislamiento absoluto llevándose a cabo en varios pasos: grabado ácido, primer y bond; por último presenta un alto coeficiente de expansión térmica además de contracción por polimerización. (4)

4.7.1 INDICACIONES

- **Clase I o restauraciones preventivas:** cualquier situación donde se necesite una excelente estética. (1)
- **Clase II:** cualquier situación en donde sea posible llevarse a cabo un aislamiento absoluto. (1)
- **Clase III:** cualquier situación en la que se tenga un excelente aislamiento y se necesite estética. (1)
- **Clase IV:** En las que se requiera una mejor estética recomendables para áreas de estrés incisal. (1)

- **Clase V:** cualquier situación en las que sea posible un excelente aislamiento y la estética sea necesaria. **(1)**

CAPÍTULO 5

CONSIDERACIONES CLÍNICAS PARA LA CORRECTA ELECCIÓN DE LOS NUEVOS MATERIALES RESTAURATIVOS

5.1 PROPIEDADES DE LOS MATERIALES RESTAURATIVOS ¹

	Ionómero de vidrio	Ionómero Híbrido	Compómero	Composites
Reacción de fraguado	Autocurado (reacción ácido-básica)	Autocurado (reacción ácido básica)	Curado por medio de luz	Curado por medio de luz
Mezcla	Sistema de dos componentes, requiere mezclarse	Sistema de dos componentes, requiere mezclarse	Sistema de un componente, no requiere mezclarse	Sistema de un componente, no requiere mezclarse
Presentación	En cápsulas o mezclado manual	En cápsulas o mezclado manual	Compules®, tubos enrollables o ApliTip®	Compules®, tubos enrollables o ApliTip®
Liberación de flúor	Alta	Moderada - Alta	Moderada	Mínima o ninguna
Adhesión	Unión química al diente por autoadhesión	Unión química al diente por autoadhesión, puede requerir primer	Unión mecánica al diente, requiere de agentes de unión (no tiene autoadhesión)	Unión mecánica al diente, requiere de agentes de unión (no tiene autoadhesión)
Estética	Opaco	Buena	Muy buena	Excelente
Propiedades físicas	Buenas	Buena - Muy buena	Muy buena	Excelente
Manipulación	Favorables	Buena	Excelente	Muy buena
Facilidad de uso	Inicialmente es sensible a la humedad, se lleva a cabo en pocos pasos y de curado lento	Baja sensibilidad a la humedad, se lleva a cabo en pocos pasos	Tolera más la humedad y requiere agentes de unión	Técnica que requiere de aislamiento, grabado ácido, primer y bond
Solubilidad	Baja	Moderada - Baja	Moderada	Baja
Cambios dimensionales	Expansión térmica y contracción similar a la estructura dentaria	Alta expansión/contracción térmica y contracción por polimerización	Alta expansión/contracción térmica y contracción por polimerización	Alta expansión/contracción térmica y contracción por polimerización
Marcas comerciales	Fuji IX™ Ketac® - Molar Fuji II™	Fuji II™ LC Vitremer™ Photac-Fil® Quick	Dyract™ Compoglass F™ Hytac® - ApliTip® F2000™	TPH Spectrum™ Prodigy® Z100 Charisma® Renamer™ Tetric Ceram® Pertac®II

¹ Pediatric Dentistry 20:2, 1998.

5.2 APLICACIONES CLÍNICAS²

	Ionómero de vidrio	Ionómero híbrido	Compómero	Composites
Clase I o restauración preventiva	Dientes primarios y permanentes (cavidades pequeñas)	Dientes primarios y permanentes (cavidades pequeñas)	Dientes primarios y permanentes (cavidades pequeñas)	Todas las situaciones que necesiten una excelente estética
Clase II	Dientes primarios (cavidades pequeñas), bueno en estos casos por su alta liberación de flúor	Dientes primarios, bueno en estos casos por su alta liberación de flúor	Dientes primarios y permanentes (cavidades pequeñas o transitorias)	Todas las situaciones en las que un excelente aislamiento absoluto sea posible
Clase III	Dientes primarios (cavidades transitorias) en donde la alta liberación de flúor es necesaria	Dientes primarios (cavidades pequeñas) y permanentes (cavidades transitorias)	Dientes primarios y permanentes (situaciones específicas)	Todas las situaciones en las que un excelente aislamiento absoluto sea posible y la estética final sea necesaria
Clase IV	Dientes primarios (cavidades temporales)	Dientes primarios (cavidades transitorias)	Dientes primarios (cavidades pequeñas) y permanentes (cavidades transitorias)	Requeridas para una mejor estética; buenas para áreas de stress incisal
Clase V	Dientes primarios y permanentes donde la liberación de flúor es más importante que la estética	Dientes primarios y permanentes	Todas las situaciones en las que un excelente aislamiento absoluto sea posible y una buena estética sea necesaria	Todas las situaciones en las que un excelente aislamiento absoluto sea posible y la estética final sea necesaria

² *Pediatric Dentistry* 20:2, 1998.

5.3 COMPARACIÓN DE LOS MATERIALES Y TÉCNICAS RESTAURADORAS PARA DIENTES PRIMARIOS POSTERIORES

MATERIAL	MARCAS	VENTAJAS	DESVENTAJAS	RECOMENDACIONES
COMPOMERO	Compoglass Dyract	Facilidad de utilización, bajo costo, liberación de fluoruro, se expande levemente, buena estética, baja solubilidad, longevidad en Clase II, en dientes primarios	Necesidad de más estudios clínicos, desgaste superficial.	Adecuada, pero el desgaste superficial indica la conveniencia de la resina compuesta en la superficie en algunos casos
COMPOSITES	Heliomolar Herculite	Buena estética, desgaste superficial aceptable, alta resistencia, casi sin solubilidad	Difícil de colocar, sensible a la técnica, precisa gran habilidad del operador, contracción de polimerización, no se une al diente naturalmente	Adecuada si se coloca bien, pero es lento y difícil de colocar, sensible a la técnica.
IONÓMERO	Fuji Ketac-Fil	Adherido al diente, expansión/contracción similar a la del diente, liberación de flúor, estética relativamente aceptable.	Difícil de colocar, sensible a la técnica, desgaste superficial, algunas restauraciones se rompen con el uso.	Inadecuada longevidad, demasiado corta por el desgaste y las fracturas en clase II
IONÓMERO HÍBRIDO	Fuji IX GP Ketac Molar Applicap	Adhesión al diente expansión/contracción similar a la del diente, libera flúor, estética relativamente aceptable, mayor resistencia que el ionómero de vidrio, baja solubilidad, longevidad en clases II, en dientes primarios	Desgaste de superficie, pocas se rompen durante el uso, solo unos pocos años de longevidad en clases II, en dientes primarios	Adecuada para algunos años, mejor que el ionómero de vidrio, fácil utilización en dentición primaria.

5.4 SITUACIONES Y RECOMENDACIONES CLÍNICAS

Antes de realizar cualquier tratamiento restaurativo, se debe conocer a fondo el caso clínico, para de esta manera determinar cuál es el mejor uso de los materiales que se ofrecen actualmente, considerando la relativa importancia de las propiedades de cada uno de ellos.

La selección del material se hace antes del inicio del tratamiento, mientras sea posible, preferiblemente durante el diagnóstico y plan de tratamiento. Sin embargo, en algunos casos, el material no puede ser elegido con exactitud hasta completar la preparación de la cavidad y determinar la cantidad de estructura dentaria remanente.

Para la dentición primaria, en clases I, II, III o V, cualquiera de los cuatro materiales descritos anteriormente puede ser utilizado. En dichos casos se necesita determinar la fuerza o debilidad inherentes a los diferentes materiales.

Si el paciente presenta un alto índice de caries, tal vez la mejor opción sea un material con alta liberación de flúor, como sucede con los ionómeros de vidrio. Si nos interesa más la estética, puede ser utilizado un composite, o bien, un compómero. Por otro lado, si la importancia recae en la fuerza oclusal, entonces de los materiales antes mencionados, los que poseen mayor resistencia a cargas masticatorias deben ser utilizados, dicha propiedad es ofrecida por los composites.

Del mismo modo, si la fácil manipulación del material es el factor a considerar, un ionómero híbrido o un compómero, serían los materiales de elección.

Para la restauración de cavidades clase IV en dentición permanente, solo los composites pueden proveer la fuerza apropiada, resistencia al uso y translucidez y estética necesarias. Sin embargo, incluso en preparaciones clase IV, los compómeros y hasta los ionómeros híbridos pueden ser utilizados a largo plazo como restauraciones transitorias.

En la dentición permanente, donde el diente, la estética, la longevidad y la restauración tienen diferente importancia, el cuidado de la misma puede brindar un mayor tiempo de vida así como una mayor resistencia al uso. Por lo tanto, en preparaciones clase II, solo los composites pueden ser usados para lograr una mayor durabilidad, sin embargo, otros materiales pueden ser utilizados de forma transitoria. Los actuales composites híbridos, cuando son colocados de acuerdo a las indicaciones del fabricante, pueden proveer una excelente estética con exitosos resultados a largo plazo.

En restauraciones para cavidades clase I, incluyendo restauraciones preventivas, se puede escoger cualquier material dependiendo de la necesidad y del tamaño de la preparación. Los ionómeros de vidrio pueden ser utilizados como material de relleno debajo de la superficie de un material utilizado en una cavidad preventiva, como serían los ionómeros híbridos, compómeros o composites. En restauraciones para cavidades

clase III, solo los composites pueden proveer la estética ideal similar la dentición natural. Los compómeros podrían también ser utilizados para clase III, pero no tienen la misma calidad estética que los composites, aunque su manipulación es más sencilla. Para cavidades clase V, tanto en dentición primaria como permanente, cualquiera de los materiales listados puede ser usado, la selección será basada en las necesidades individuales de cada situación.

Es difícil establecer si se está utilizando el material adecuado en la situación adecuada. Solo estableciendo el entendimiento de las propiedades de los materiales disponibles, el clínico deberá reconocer el uso del material correcto basado en las necesidades individuales.

CONCLUSIONES

El problema con los nuevos productos dentales que siempre presentan al clínico con poca o bastante información se encuentra en el hecho de hacerle creer que los nuevos materiales resultan ser siempre los mejores. Las industrias compiten ante el mercado queriendo ser los primeros en ofrecer al profesionista y a sus pacientes pruebas de los nuevos productos. Todos los clínicos son de una u otra forma víctimas de este sistema. Por lo tanto los materiales nuevos que no ofrecen buenas expectativas pero son vendidos esperanzados en un uso futuro o conocido se pueden considerar perdidos, ya que el uso clínico es su prueba final.

Para erradicar este tipo de situaciones, es necesario que el clínico se interese más en la publicación de artículos de recién aparición para conocer cada material y sus expectativas ante la práctica clínica. Efectivamente no todos los nuevos materiales son buenos, pero tampoco podemos afirmar que todo lo nuevo es malo, idea que muchos defienden por creer que dichos materiales no poseen suficientes pruebas clínicas que los respalden, por supuesto dicha afirmación debe ser descartada pues la gran mayoría de los nuevos productos están respaldados por artículos de investigación con suficientes pruebas clínicas para empezarlos

a utilizar en la práctica diaria. *Es necesario saber para poder juzgar.*

La intención de este trabajo fue la de clarificar el mejor uso clínico de los nuevos materiales en odontología restauradora con los que ahora cuenta el odontólogo de práctica general.

La descripción de cada material, el conocimiento de sus propiedades, ventajas, desventajas e indicaciones, le proporcionará al clínico un campo de trabajo más amplio, pues tendrá a la mano una mayor gama de materiales que le permitirán simplificar su práctica y llevar a cabo el mejor tratamiento con el material más adecuado.

BIBLIOGRAFÍA

1. Berg, H. Joel., The continuum of restorative materials in pediatric dentistry – a review for the clinician; Pediatric Dentistry. American Academy of Pediatric Dentistry. 20:2,1998; p.p. 93-100.
2. Mount, G.J., Atlas práctico de cementos de ionómero de vidrio, guía clínica. Salvat. 1990; p.p. 1-44.
3. Mount, G. J. Glass ionomer, past, present and future. Operative Dentistry, 1994;12:82-90
4. Roth, Françoise. Los composites. Masson,S.A. Barcelona, 1994; p.p.1-100
5. Thoru, H. KimiyaN, Kozohorie. Adhesion of composite to polished dentin, retaining its smear layer, Dent Mater 1995; 15:218-221.
6. Suñol, L, Periu. Compoglass, una nueva generación de materiales, Informe dental. 1996;1:10-14..

7. Peters, M. C., Roeters Clinical performance of a new compomer restorative in Pediatric Dentistry Abstract. J. Dent. Res. 1994; 73:34.
8. García F. Restauraciones de molares primarios con Compoglass. Sign. Inter 1996;1:15-17.
9. Jordan, Ronald. E. Grabado compuesto estético, Técnicas y materiales. Mosby/Doyma. 1994;34,35,38.
10. Crysanti, Cagidiaco María. Comparison of in vivo and in vitro demineralized dentin with phosphoric and maleic acid; Journal of Dentistry for Children. January-february 1997; p.p. 17-21.
11. Nör, E Jacques. Dentin bonding: SEM comparison of the dentin surface in primary and permanent teeth, Pediatric Dentistry – 19:4,1997. American Academy of Pediatric Dentistry 246-252
12. Borba, de Araujo Fernando. A comparison of three resin bonding agents to primary tooth dentine; Pediatric Dentistry- 19:4,1997. American Academy of Pediatric Dentistry 253-257.
13. W, Farah John; Condensable Composites, The Dental Advisor. September 15:7,1998 1-4.

14. Bayne, C. Stephen. A characterization of first-generation flowable composites. JADA, Vol.129,May 1998.567-577.
15. Charles F. Cox, D.M.D. et al, Re-evaluating pulp protection: calcium hydroxide liners vs. Cohesive hybridization, JADA, Vol. 125, July 1994; p.p. 823-831.
16. Attin, Thomas, Properties of resin-modified glass-ionomer restorative materials and two-polacid-modified resin composite materials, Dental Research Quintessence, Vol. 27, no. 3/1996; p.p. 203-209.
17. Mezzomo, Elio, Rehabilitación oral para el clínico, editorial Santos, Sao Paulo, Brasil, 1997; pág. 556.
18. Ham, Arthur, Tratado de histología, editorial Interamericana, México, pág. 1025.
19. Prebe-Hörtd-Bindsley, et al, Modern Concepts in Operative Dentistry, editorial Munksgaard, Copenhagen, 1998; p.p. 339.
20. Ross W. Nash, A report on a new condensable composite resin, Compendium/march 1998, Vol. 19, no. 3; p.p. 230-237.

21. Stephen C. Bayne, M.S., Update on dental composite restorations, JADA, Vol. 125, Junio 1994; p.p. 687-701