



# UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

NUEVAS ALTERNATIVAS EN EL MANEJO  
DE MATERIALES ESTETICOS EN  
ODONTOPEDIATRIA

TRABAJO TERMINAL ESCRITO DEL DIPLOMADO  
DE ACTUALIZACION PROFESIONAL  
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:  
CIRUJANA DENTISTA  
P R E S E N T A:  
BLANCA ESTHELA CARBAJAL ROBLES

TUTORA:  
MTRA. PATRICIA TREJO QUIROZ

MEXICO, D. F.

2004



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**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.

*Por enseñarme a luchar por mis metas, por todo tu amor y por estar siempre conmigo... Por enseñarme que una derrota sólo es el principio de una gran victoria....*

*Por ser la mujer que eres y porque gracias a ti he llegado a ser lo que soy... Muchísimas gracias.....te quiero mucho **Mamá.***

*Gracias Papá por tu ejemplo...*

*Para mis hermanas porque siempre fueron, han sido y serán parte importante de mis logros...por toda su paciencia, apoyo y cariño...gracias, las quiero mucho.*

*Para mis tías (Imelda y Ruffita), pilares fundamentales de mi formación, por todas sus enseñanzas y todo su cariño...muchas gracias, les estaré eternamente agradecida.*

*Gracias tíos (Rogelio, Jorge y Roberto) por toda la ayuda y el poyo que nos han brindado.....*

*Para ti, corazón, por tu confianza , por ayudarme a crecer profesional y personalmente, porque eres un ejemplo para mí, esto es por nosotros....te amo*

*Gracias cuñado por toda tu ayuda y por estar con nosotras en momentos difíciles ...TQM*

# ÍNDICE

	Pag.
INTRODUCCIÓN .....	5
ANTECEDENTES .....	7
<b>CAPÍTULO I</b>	
<b>RESINAS</b>	
BISGMA .....	9
TEDGMA .....	9
SISTEMAS DE MATRIZ DE RESINAS .....	11
COMPOSITOS DE MICRORRELLENO .....	15
COMPOSITOS DE MACRORRELLENO DE PARTÍCULA PEQUEÑA .....	15
COMPOSITOS DE MACRORRELLENO DE PARTÍCULA GRANDE .....	16
COMPOSITOS HÍBRIDOS .....	16
TÉCNICA DEL GRABADO ÁCIDO .....	17
TÉCNICAS DE ADHESIÓN .....	20
CLASIFICACIÓN DE LOS ADHESIVOS CONTEMPORÁNEOS .....	22
FACTORES QUE INFLUYEN EN LA ADHESIÓN DENTINARIA .....	27
ADHESIVO ADPER SCOTCBOND MULTIPROPÓSITO PLUS .....	30
ADHESIVO ADPER SINGLE BOND .....	31
ADPER PROMP L – POP ADHESIVO DE AUTOGRABADO .....	32
MÉTODOS DE POLIMERIZACIÓN .....	33
SISTEMA DE ENDURECIMIENTO QUÍMICO DE DOS COMPONENTES ( VENTAJAS Y DESVENTAJAS) .....	35
SISTEMA DE ENDURECIMIENTO POR LUZ DE UN SOLO COMPONENTE( VENTAJAS Y DESVENTAJAS) .....	35
FILTEK SUPREME (NANOTECNOLOGÍA) .....	36
CASO CLÍNICO .....	39

## **CAPÍTULO II**

### **COMPÓMEROS**

<b>COMPOSICIÓN GENÉRICA .....</b>	<b>44</b>
<b>DYRACT EXTRA.....</b>	<b>46</b>
<b>DYRACT FLOW: UN NUEVO MATERIAL EN ODONTOLOGÍA INVASIVA .....</b>	<b>47</b>
<b>CASO CLÍNICO .....</b>	<b>49</b>

## **CAPÍTULO III**

### **SELLADORES DE FOSETAS Y FISURAS**

<b>MORFOLOGÍA DE LAS FISURAS .....</b>	<b>50</b>
<b>MICROBIOLOGÍA DE FOSAS Y FISURAS .....</b>	<b>51</b>
<b>SUSCEPTIBILIDAD PARA LA CARIES EN FOSAS Y FISURAS.....</b>	<b>52</b>
<b>SELLADO DE LAS FISURAS .....</b>	<b>54</b>
<b>INDICACIONES DE LOS SELLADORES .....</b>	<b>55</b>
<b>CONTRAINDICACIONES DE LOS SELLADORES .....</b>	<b>55</b>
<b>VENTAJAS .....</b>	<b>55</b>
<b>DESVENTAJAS .....</b>	<b>56</b>
<b>SELLADO OCLUSAL CON CEMENTO DE IONÓMERO DE VIDRIO.....</b>	<b>56</b>
<b>APLICACIÓN DEL CEMENTO DE IONÓMERO DE VIDRIO COMO SELLADOR .....</b>	<b>56</b>
<b>DURACIÓN .....</b>	<b>57</b>
<b>MICROORGANISMOS BAJO EL SELLANTE .....</b>	<b>57</b>
<b>TÉCNICA DE APLICACIÓN DE SELLANTES .....</b>	<b>58</b>
<b>PROCEDIMIENTO CLÍNICO .....</b>	<b>60</b>

## **CAPÍTULO IV**

### **CEMENTOS DE IONÓMERO DE VIDRIO**

<b>COMPOSICIÓN GENÉRICA DEL CEMENTO DE MONÓMERO DE VIDRIO Y PRODUCTOS ASOCIADOS.....</b>	<b>65</b>
<b>CEMENTOS DE MONÓMERO DE VIDRIO MODIFICADOS CON RESINA .....</b>	<b>65</b>
<b>INDICACIONES PARA RESTAURAR CON MONÓMERO DE VIDRIO .....</b>	<b>66</b>
<b>KETAC MOLAR .....</b>	<b>67</b>
<b>CHEMFLEX .....</b>	<b>69</b>

<b>CONCLUSIONES .....</b>	<b>70</b>
---------------------------	-----------

<b>REFERENCIAS.....</b>	<b>71</b>
-------------------------	-----------

## INTRODUCCIÓN

Actualmente existen diversas maneras de actuar frente a una lesión de caries, dentro del campo de la operatoria dental odontopediátrica.

El objetivo, sobre todo en los dientes anteriores, ha sido siempre crear restauraciones del mismo color del diente. En la primera mitad de l siglo XX sólo existían cementos. El material de lección era el cemento de silicato. El desarrollo de resinas de composite fue el comienzo de una nueva época.

Desde su introducción (Bowen 1956), las obturaciones de composite han adquirido cada vez más importancia en le tratamiento de los dientes anteriores y posteriores. 4 El uso de composites permitirá "acompañar" el desgaste que sufre el esmalte de las piezas temporales y, por otro lado, hay indicaciones de que los materiales adhesivos aumentan la resistencia de las cúspides.

El futuro de la odontología restauradora está en la resistencia de los adhesivos. Un adhesivo es una sustancia que mantiene juntas o une las superficies de dos materiales. En la odontología el término *adhesión* se refiere a la unión química en el plano anatómico o molecular y al mecánico o micromecánico que se presenta entre los tejidos duros de la estructura dentaria y el *bonding* (*adhesivo*). 1

La tecnología está permitiendo un gran aporte al desarrollo de nuevos biomateriales odontológicos que se pueden usar en la clínica, en este caso particular a una nueva generación de resinas compuestas. 2

En los últimos años, los cementos de monómero de vidrio siempre se consideraron el material de relleno ideal para la dentición temporal. El motivo principal de esta valoración es su adherencia a la sustancia dura del diente, así como la liberación de fluor a partir de sus cristales. Su coeficiente de expansión térmica se corresponde, prácticamente, con el de las sustancias duras de los dientes y, algunos de estos cementos tienen colores parecidos a los dientes. Hoy día se intentan mejorar las características de los monómeros de vidrio mediante la adición de resinas sintéticas.3

Una diversidad de investigaciones han sido desarrolladas con respecto al tratamiento de la lesión de caries a través de técnicas restauradoras. Sin embargo, a pesar de saber que la odontología restauradora no es la solución, la operatoria dental pediátrica tiene un papel fundamental en el tratamiento de la lesión de caries, no como una opción "tapa huecos" y sí como una opción para restablecer la función fisiológica del diente. Parte de este tratamiento evitará, entre otros aspectos negativos, la permanencia de lugares retentivos o nichos biológicos. De

esta forma, se han investigado diversas alternativas para tornarlas aplicables por los odontólogos que viven en diversidad de situaciones clínicas en un país de gran desigualdad social.

Teniendo esto presente, se puede afirmar con tranquilidad que el desarrollo de técnicas alternativas por lo menos traerá una visión para enfrentar un problema de gran prevalencia , como es el caso de la caries dental. Estas alternativas no son presentadas como una solución, pero forman parte de un proceso que busca integración. Se debe entender la operatoria como preservación y ésta preservación debe estar asociada a la prevención, solamente así se podrá hablar de una solución. 4

*Agradezco a la Dra. Paty por todo su apoyo en la realización de este trabajo terminal.*

## ANTECEDENTES

Se puede decir que los intentos por diseñar que previniera la aparición de la caries inicia desde principios del S. XIX. Robertson (a835), escribió que el potencial para la producción de caries estaba directamente relacionado con la forma y profundidad de los surcos y las fisuras que las lesiones cariosas rara vez inician en las superficies lisas y fácilmente higienizables. En el S.XX un grupo de odontólogos clínicos aprobaron prevenirla con la aplicación de nitrato de plata (W.D.Miller 1905), nitrocelulosa (Gore, 1939) y zinc (Ast y col. 1950) sobre las fisuras y pequeñas cantidades que había formado el proceso carioso, la intención de utilizar estos materiales consistía en proporcionar un medio dentro de las fisuras que inhibieran el crecimiento bacteriano y un esmalte más resistente, dicho intento pronto dejó de usarse y cayó en el olvido debido al escaso éxito logrado y sobretodo por la fricción que se generaba en los movimientos de oclusión, las capas colocadas eran fácilmente eliminadas.

En 1924, Thaddeus Hyatt recomendó las restauraciones profilácticas. Este procedimiento consistió en preparar una cavidad conservadora de clase I que incluyera todas las fosetas y fisuras en riesgo de presentar caries y después colocar amalgamas. Hyatt recomendaba que cuando la fisura fuera bastante amplia o ya existiera alguna pequeña cavidad, debería de ser tratada y obturada con un cemento de fosfato de zinc, si es que el diente aún no había terminado de erupcionar y que una vez terminado el proceso de erupción, se realizará un tallado mínimo y se creará una cavidad con retención y libre de tejido contaminado para ser obturada con amalgama; concepto llamado odontotomía profiláctica y no tuvo mucha aceptación, probablemente porque el procedimiento incluía penetrar el diente del niño.

En la búsqueda de la solución del problema de retención, Whilst Rock (1947) experimentó con el uso de ácido sobre el esmalte y solamente en la zona de aplicación del material sellador para producir una descalcificación y con ello una mejor retención del material por adhesión; informo sobre el uso de dos materiales de poliuretano sobre las fisuras y las pequeñas cavidades presentes en la cara oclusal de los dientes, uno de ellos se aplicó sobre una zona brevemente descalcificada y el segundo, fue aplicado directamente sobre la superficie externa del diente sin preparar con ácido. Ninguno de los materiales fue retenido sobre el diente y no se tuvo tampoco ningún efecto sobre la aparición de la caries.

Nuevamente a principios de 1970 en los Estados Unidos de Norte América se genera un repentino interés en el sellado de las fisuras y en 1984 Eideman logró determinar que la exposición del esmalte del ácido durante 20 segundos proporcionaba una superficie con la suficiente desmineralización para obtener una adecuada retención. En 1990, Whilst Rock empezó a experimentar con un ácido en forma de gel, demostrando con sus estudios que el uso de un ácido en forma

de gel tiene muchas más ventajas que el de forma líquida pues es más fácil de manipular, pero por otro lado, presentaba el inconveniente que requería mayor tiempo de aplicación para lograr la retención adecuada, a pesar de ello se demostró que ambos son igual de efectivos. 5

La introducción de las resinas sin relleno en 1937 han sido propuestas como materiales de obturación estético desde 1945 (Blumenthal). En 1950 aparecieron los materiales de relleno acrílicos que contenían un relleno de vidrio de silicato de aluminio. El vidrio de silicato recibía previamente una cubierta de polímero (o un tratamiento a base de silano). Aunque este proceso mejoró las propiedades físicas del material, éste seguía siendo difícil de manipular. En 1962, Rafael Bowen sintetizó una nueva resina, un dimetacrilato conocido como bis-GMA. El bis-GMA es un producto de la reacción del bisfenol A y un glicidil metacrilato.

Inicialmente, el bis-GMA solo se incluyó en un sistema autopolimerizable en forma de polvo líquido o de dos pastas. En 1972 se desarrollaron resinas que polimerizaban con la luz ultravioleta (UV-polimerizables). Esta forma permitió un tiempo de trabajo adecuado, ya que el odontólogo podía controlar el tiempo de fraguado. En 1970, Michael Buonocore publicó un informe sobre las resinas fotalimerizables , y en 1971 Caulk comercializó este producto.

Originalmente, los composites se utilizaban únicamente en la dentición anterior. Actualmente, se pueden usar en los dientes posteriores y se adhieren al esmalte, la dentina, el cemento, los composites colocados previamente, las porcelanas y los metales. 2

# CAPÍTULO I

## RESINAS

Los sistemas de resinas para las restauraciones en la odontología se basan principalmente en la tecnología del metacrilato (MMA). Éste se empleó por primera vez en los años cuarenta. Los problemas como la baja resistencia a la abrasión, la permeabilidad de los márgenes y una tendencia a la tinción fueron la razón del desarrollo desde el comienzo de la investigación continuada de este procedimiento y el descubrimiento de nuevos materiales de restauración basados en MMA. En 1951 se añadió por primera vez a la resina de metacrilato partículas de relleno de  $Al_2O_3$  para reducir la contracción de polimerización del material restaurador. Lamentablemente, estos materiales no satisficieron las esperanzas puestas en ellos.

### BisGMA

Como sustituto del MMA se propuso una resina con base epoxi. Puesto que las resinas polimerizan mal en un ambiente húmedo, clínicamente no podían emplearse. Por ello Bowen ligó a cada extremo una molécula de bisfenol-A con un grupo glicidilmetacrilato. Con esta síntesis consiguió aprovechar por un lado, el buen funcionamiento en seco del metacrilato y, por otro, la resistencia de la molécula de bisfenol-A. Otra ventaja de la molécula que se llamó BisGMA, eran los dos grupos metacrilatos que al polimerizar la molécula de BisGMA formaban una estructura entrelazada. La molécula de BisGMA es mayor que la molécula de MMA. Por ello, la cantidad de enlaces dobles por mililitro de monómero de BisGMA es menor. Al disminuir la cantidad de enlaces dobles por mililitro, la contracción de polimerización de las resinas con base de BisGMA resultó menor que la de las resinas basadas en MMA. La molécula de BisGMA dispone de dos grupos OH y dos anillos de benzol centrales. Los anillos de benzol refuerzan la parte media de la molécula, mientras que los grupos OH forman un enlace en forma de puente de hidrógeno con el grupo OH de la molécula de BisGMA vecina (fig. 1). Por ello, el BisGMA es un monómero muy viscoso. La alta viscosidad retrasa la sedimentación del relleno, pero a la vez dificulta la incorporación de un gran volumen de partículas de relleno en el monómero. Con la adición de partículas de relleno aumenta más la viscosidad de la resina, la viscosidad del monómero de BisGMA debe reducirse con un monómero poco viscoso. Un

monómero empleado con frecuencia para ello es el trietilenglicol-dimetacrilato (TEGDMA).<sup>1</sup>

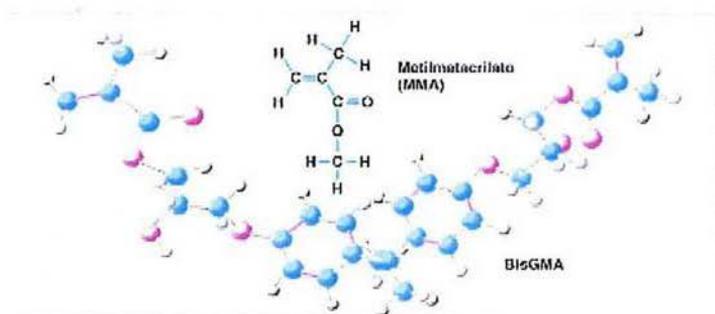


Figura 1. Estructura química de metacrilato (MMA) y bisfenol-A-diglicidimetacrilato (BisGMA). Los átomos azules son átomos de carbono; los rojos, átomos de oxígeno, y los grises, átomos de hidrógeno. Los enlaces rojos representan enlaces dobles C = C. Los que se encuentran en los extremos de la molécula reaccionan durante la polimerización.

## TEGDMA

La molécula de TEGDMA dispone igualmente de dos grupos metacrilato terminales y también puede formar una red. Consiste en una cadena flexible y no tiene grupos OH. La alta flexibilidad de la molécula de TEGDMA reduce su viscosidad y aumenta la probabilidad de que sus dobles grupos roten y así, durante el secado reaccionen con otras uniones. El elevado número de enlaces dobles y la mejor capacidad para tomar parte en la polimerización producen una marcada contracción por cada porción de TEGDMA, pero simultáneamente mejoran las propiedades mecánicas de la matriz. Mezclándola con TEGDMA, la matriz se hace menos viscosa y adherente, lo que aumenta el riesgo de sedimentación de relleno. No obstante, cabe aumentar la viscosidad añadiendo más relleno, lo que disminuye al mismo tiempo la contracción. Estos factores mejoran considerablemente el composite.<sup>1</sup>

## SISTEMAS DE MATRIZ Y DE RESINAS

Los composites o resinas compuestas incluyen cuatro componentes fundamentales: (1) una fase de matriz (resina de dimetacrilato), (2) iniciadores de la polimerización (que se activan por medios químicos o con la luz visible), (3) una fase dispersa de relleno y colorantes, y (4) una fase de acoplamiento que consigue la adhesión entre la matriz y las partículas de relleno (p.ej. silanos). A menudo, se añade un diluyente (p.ej. trietilenglicol dimetacrilato, o TEG-DMA) para controlar la viscosidad y conseguir una resina más flexible y menos quebradiza. 2

En 1974, Foster y Walter presentaron una resina difuncional: el uretano dimetacrilato (una molécula difuncional posee dos grupos reactivos para la polimerización). Su baja viscosidad permite aumentar el porcentaje de relleno sin necesidad de añadir monómeros de bajo peso molecular para reducir la viscosidad. Sin embargo, el uretano dimetacrilato es más quebradizo y sufre una contracción de polimerización mayor que el Bis-GMA. 3

También se añaden agentes iniciadores para producir los radicales libres necesarios para la polimerización. Para mejorar la estética, en la matriz del composite se añaden enlaces químicos que absorben la luz UV, distintos pigmentos y opacificadores en pequeñas cantidades. A los productos que absorben los rayos UV pertenecen la 2-hidroxi-metoxi-benzofenona, el 2-benzotriazol y el fenilsalicilato. Estos enlaces absorben la luz ultravioleta y evitan con ello las tinciones de las resinas. Para dar color se emplean pigmentos inorgánicos, que tienen propiedades duraderas. Los pigmentos suelen ser óxidos metálicos. Se mezclan también agentes fluorescentes (normalmente enlaces metálicos de tierras raras) para conseguir una estructura similar a la del diente natural. Los pigmentos más oscuros absorben más luz, lo que significa que al emplear composites fotopolimerizables de colores más oscuros deben colocarse y polimerizarse capas más delgadas. Lo mismo ocurre cuando se opacificador, ya que éste limita la entrada de la luz en la profundidad del composite. El índice de refracción de la dentina humana frente al esmalte está en 1.56 frente a 1.65. La capa de esmalte es relativamente delgada y transparente. Por ello es mejor orientar el índice al valor de la dentina, ya que de lo contrario se hacen visibles irregularidades ópticas. La mayoría de las partículas de relleno empleadas en los composites tienen un índice de refracción entre 1.45 y 1.55. Por tanto, es difícil conseguir una transición perfecta del esmalte a la dentina. Pero más importante que una igualación del diente natural y la restauración es que los índices de refracción de la matriz, el agente de unión y las partículas de relleno estén lo más cerca posible. Si estos índices de los componentes varían demasiado, la

consecuencia es una dispersión de la luz que confiere al material un aspecto opaco y una reducción de la transparencia (fig. 2). 4

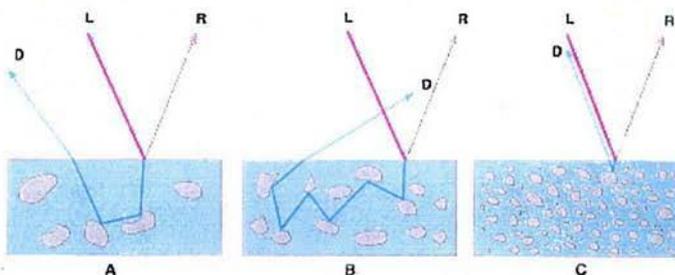


Figura 2. Propiedades ópticas del composite. Si un rayo de luz alcanza la superficie del composite, en parte se refleja y en parte se rompe. La intensidad con la cual se dispersa la luz dentro del material depende de la densidad del relleno. La fracciones de relleno menos densas (A y B) muestran menos dispersión que una fracción de relleno más densa. L= luz incidente ; R= reflexión, D= dispersión.

Los sistemas termoactivados escinden el peróxido de benzoilo formando radicales libres. En los sistemas quimioactivados, el peróxido de benzoilo es escindido en radicales libres por una amina aromática terciaria (que actúa como acelerador). En los sistemas activados por la luz ultravioleta se utiliza una fuente de luz UV de 365 nm para escindir el éter de metil benzoína en radicales libres sin aminas terciarias. En los sistemas que polimerizan con luz visible se utiliza una fuente de luz de 468 + - 20 nm para excitar unas quinonas alcanforadas u otras dicetonas para que reaccionen con una amina alifática e inicien una reacción de radicales libres. Esta amina tiene mayor estabilidad cromática que las aminas aromáticas de los composites autopolimerizables.

La activación química proporciona la polimerización menos uniforme de todos los sistemas de resinas. La incorporación del aire durante la mezcla debilita la resina, ya que el oxígeno inhibe la polimerización. La mezcla produce también huecos, que pueden incrementar la rugosidad superficial y provocar cambios de color con el paso del tiempo. 5

En todos los composites se producen radicales libres espontáneamente durante el almacenamiento. Para inhibir la polimerización espontánea, el monómero contiene pequeñas cantidades de inhibidor. El inhibidor reacciona con los radicales libres y los neutraliza. Como consecuencia sólo se inicia la formación de cadenas cuando se han agotado todas las moléculas de inhibidor. Mediante la

concentración de inhibidor en la resina se pueden controlar con mucha exactitud los tiempos de trabajo del composite. Con frecuencia se utilizan distintas hidroquinonas. Otro inhibidor es el oxígeno, que se transfiere al composite desde el aire ambiental. La inhibición por oxígeno en determinadas condiciones tiene importantes ventajas. La capa de inhibición por oxígeno posibilita que un composite ya endurecido se le pueda colocar una nueva capa de composite fotopolimerizable y se alcance una adhesión excelente entre ambas capas(fig. 3). 4

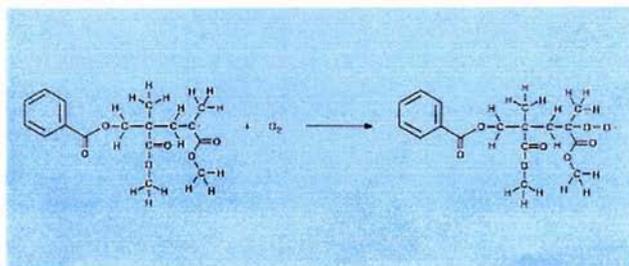


Figura 3. Inhibición de la polimerización por el oxígeno.

Los composites dentales se pueden clasificar por el tamaño, la forma y distribución de las partículas de relleno. Históricamente los primeros composites contenían partículas esféricas de tamaño grande (20 – 30 Mm.); los productos posteriores incluían partículas grandes irregulares, partículas muy pequeñas o microfinas (0.04 – 0.2 Mm. ), partículas finas (0.5 – 3 Mm), una distribución de partículas finas, y por último, mezclas (híbridos) que contenían fundamentalmente partículas finas con algunas microfinas.

La fase dispersa, o relleno inorgánico, mejora las propiedades físicas; al incrementar el porcentaje de relleno en el composite mejora la resistencia a la fractura, la resistencia al desgaste, la contracción de polimerización y el coeficiente de expansión térmica. Para las partículas de relleno se suele utilizar el cuarzo, el litio, el silicato de aluminio, el silicato de boro, el bario y otros vidrios. El tamaño de estas partículas oscilan entre 0.5 y 10 Mm. Los composites de partículas finas pueden contener un 60 – 70 % de volumen de relleno, dependiendo de la densidad de relleno, estas cifras se traducen en un 77 – 88 % de peso de relleno en el composite; los composites de partículas microfinas contienen partículas de sílice de 0.04 – 0.2 Mm de diámetro con una gran superficie total (100 – 300 m<sup>2</sup>/g), debido a esta superficie tan extensa, sólo se pueden añadir al oligómero un 25% de volumen y un 38% de peso para que la

pasta pueda mantener una consistencia apta para las aplicaciones clínicas. Existen rellenos de sílice microfina preparados con oligómeros polimerizados y reducidos a partículas de 10 – 20 Mm de diámetro. Estos rellenos reforzados pueden añadirse al oligómero en concentraciones que aumenten el contenido inorgánico del 32% al 50% del volumen o del 50 al 60% del peso. Existe otra variante de esta modificación en la que la mayor parte del relleno es relleno reforzado, añadiéndose al oligómero pequeñas cantidades de sílice microfina.<sup>3</sup>

En la fase final, o de acoplamiento, las propiedades de un composite mejoran al aumentar la atracción entre el relleno y la matriz de resina. La adhesión entre la resina y el relleno produce una transferencia de tensiones entre ambos componentes. Para juntar estas dos fases se suelen utilizar los silanos. <sup>2</sup>

Como el componente principal de la mayoría de partículas de silano es SiO<sub>2</sub> (vidrio), tiene sentido la unión entre la molécula de silano y la superficie del relleno. En medio acuosos la superficie del relleno presenta grupos SiOH. Esta superficie recubierta con SiOH absorbe aún más agua del ambiente. Puesto que las resinas como el BisGMA son hidrófobas, las moléculas de BisGMA no mojan suficientemente la superficie de SiOH, "contaminada" con agua. No obstante, si las partículas de vidrio se tratan con un silano hidrolizado como el alfa-metacriloxipropiltrimetoxisilano (MPS), la superficie hidrófila de SiOH se hace hidrófoba, y al mismo tiempo se une con la matriz orgánica de la resina. Esta formación mejora la capacidad de la resina para mojar la superficie de las partículas y con ello facilita la retención mecánica entre la resina y el relleno. Además, las moléculas de silano pueden formar enlaces químicos con la superficie de relleno, produciéndose una reacción de condensación entre los grupos silanol, tanto del silano como de las superficies del vidrio. Cuando más tarde se endurece el material de la matriz, los grupos formados por la molécula MPS, que tienen un grupo metacrilato, pueden formar un enlace covalente con la resina de la matriz.

La reacción de enlace descrita tiene efectos considerables en algunas propiedades mecánicas, en especial en la abrasión y la resistencia a la tracción. Como la abrasión representa un problema clínico en las obturaciones de dientes posteriores, la resistencia a la tracción de un composite es un aspecto importante en la elección. <sup>4</sup>

## COMPOSITES DE MICRORRELLENO

A finales de la década de 1970 se desarrollaron las resinas de microrrelleno para facilitar el pulido de los composites.

El relleno inorgánico en la mayoría de materiales compuestos de microrrelleno es el sílice coloidal, un fino polvo blanco con un tamaño de partícula de 0.04  $\mu\text{m}$ . Cuando la partícula de relleno inorgánico es de un diámetro tan reducido, puede pulirse mucho. Con un correcto acabado, la superficie es fina y muy reflectante, como el esmalte natural. No obstante, el pequeño tamaño de la partícula significa que el composite no contendrá una gran cantidad de relleno inorgánico. La máxima carga inorgánica con un material de microrrelleno puede ser la mitad de la que se usa en otros materiales de composite. Por consiguiente, los materiales de composite se comportan mejor en situaciones clínicas protegidas, como en restauraciones de carilla vestibular de clase III y clase V y en situaciones de clase IV pequeña en que la oclusión puede ajustarse y controlarse cuidadosamente (fig .4) . 2

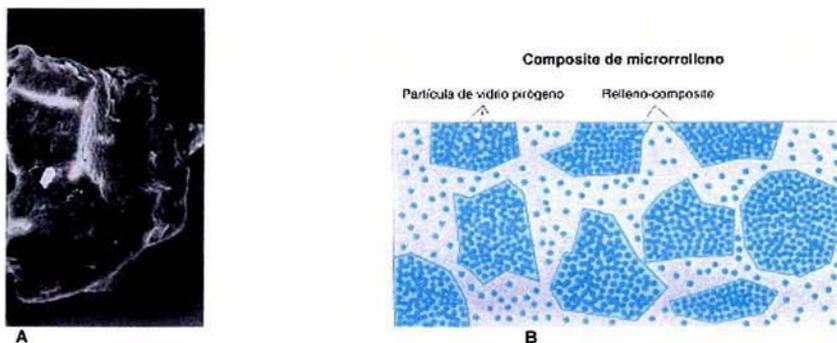


Figura 4. B= Partícula de relleno de un composite de microrrelleno. Diámetro aproximado 50 – 150  $\mu\text{m}$ .  
A= Composite de microrrelleno con partículas de relleno inorgánico (composite previamente polimerizado con partículas de relleno pirógeno y por otra de monómero, que a su vez contiene partículas de vidrio pirógeno).

## COMPOSITES DE MACRORRELLENO DE PARTÍCULA PEQUEÑA

En los composites de macrorrelleno se ha reducido el tamaño de las partículas a 1-5  $\mu\text{m}$  (partículas pequeñas). Los vidrios de metales pesados como el estroncio y el bario son más pequeños, radioopacos y más blandos, lo que permite pulir mejor los composites y reduce su rugosidad y los posibles cambios de color.

Son solamente semipulibles, tienen una superficie más mate, menos reflectante, tras el acabado. En cambio son más resistentes a la fractura. Esto los hace apropiados para situaciones de clase IV expuestas a cargas oclusales intensas, pero en que las demandas estéticas son bastantes elevadas. En realidad, es posible que la falta de capacidad de pulido no sea muy apreciada, ya que la saliva mantendrá la superficie lo suficientemente húmeda para ofrecer un buen aspecto.

## **SISTEMAS DE MACRORELLENO DE PARTÍCULA GRANDE**

Se considera que la partícula de relleno inorgánico mayor de 10 micras no puede pulirse. Además, las superficies rugosas retienen placa y pierden rápidamente el color, sobretodo en pacientes no preparados para mantener la restauración con una excelente higiene dental. No obstante, el aumento en la resistencia a la fractura hace de estos composites una excelente elección en muchas situaciones clínicas. Se sugieren en restauraciones coronales muy extensas expuestas a una fuerte tensión oclusal; restauraciones incisales grandes en dientes anteriores inferiores y situaciones posteriores de clase II en que la estética es una consideración importante. Si se elige un sistema de partícula grande se puede considerar la posibilidad de emplear un microrrelleno o un híbrido que pueda pulirse para su capa final, a fin de lograr un acabado superior que se tiña menos y tenga un mejor tacto con los tejidos bucales del paciente.

## **COMPOSITES HÍBRIDOS**

Los composites híbridos incluyen partículas de diferentes tamaños; se añaden a la matriz de resina partículas pequeñas (de 0.6 a 5 micrones) y partículas de microrrelleno de 0.4 Mm. La forma de las partículas de relleno determina sus propiedades. Las partículas irregulares provocan una concentración de tensiones en las zonas más angulosas. Las partículas esféricas distribuyen más uniformemente las tensiones entre el relleno y la matriz (fig. 5) . 2

Los composites híbridos pueden ser mezclas bimodales o trimodales de relleno fino o microfino (5-15%), en las que las partículas más pequeñas encajan en los espacios existentes entre las partículas de mayor tamaño. Los composites híbridos pueden contener hasta un 70% de volumen de relleno inorgánico, manteniendo a pesar de ello, una consistencia clínica moldeable.3

Durante los últimos años, la industria odontológica ha mejorado el procesamiento de materiales con objeto de alcanzar, al mismo tiempo un alto porcentaje de carga y una textura fina de partículas.

Los composites híbridos y los de microrrelleno tienen tanto ventajas como inconvenientes. Un composite híbrido se contrae menos al polimerizar. Por consiguiente, producirá menos microfiltraciones en el margen gingival de las restauraciones de clase II y clase III si lo único que interesa es la contracción y la fuerza de adhesión a la dentina. <sup>2</sup>

Las partículas de microrrelleno incluidas en la matriz de resina pueden aumentar la capacidad para soportar las tensiones y reducir la propagación de las microgrietas. También se pueden mejorar las propiedades físicas incrementando el porcentaje de peso de relleno. La adición de partículas de microrrelleno permite obtener una superficie relativamente lisa. Esto, unido a su translucidez, permite utilizar resinas híbridas en las zonas de mayor importancia estética. <sup>6</sup>



Figura 5 .Los composites de macrorrelleno e híbridos contienen partículas de cuarzo molido, como las que se muestran aquí (diámetro 0.1 – 20  $\mu\text{m}$ ).

## TÉCNICA DEL GRABADO ÁCIDO

La dentina está compuesta aproximadamente en un 50% de su volumen por componentes inorgánicos, en un 30% por componentes orgánicos y en un 20% por agua. La matriz orgánica de la dentina está compuesta en un 91-92% por colágeno y en un 8-9 % por sustancia fundamental no colágena. Los componentes inorgánicos son principalmente cristales de hidroxiapatita, que son menores que

en el esmalte. En la preparación se crea una *capa de barrido* de 1-5 Mm de espesor de componentes triturados, entre otros hidroxapatita. Esta capa sella los túbulos dentinarios y evita de este modo la salida del líquido de los túbulos, aunque también evita que exista una unión química y micromecánica con la dentina (fig. 6).

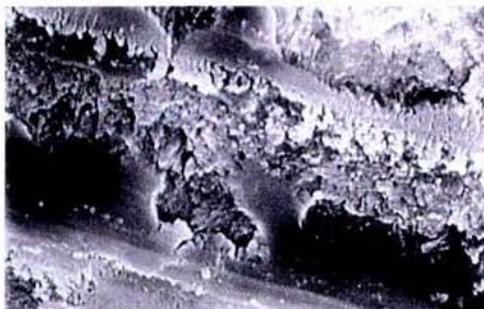


Figura 6. Barrido Dentinario. En toda preparación se forma una capa de barrido que entra unos 5 – 10 Mm dentro de los túbulos dentinarios.

Durante mucho tiempo éste fue el punto débil de la odontología adhesiva. La opinión general era que un tratamiento ácido de la dentina dañaría la pulpa. Sin embargo, como es muy difícil grabar solamente esmalte sin hacer lo mismo con la dentina., en 1977 Fusayama fue el primero que comenzó a investigar la llamada *técnica de grabado total*.

“Grabado total significa que se graban simultáneamente el esmalte y la dentina. El resultado no fue sorprendente: no sólo los valores de adhesión de los materiales mejoraron, sino que también la reacción de la pulpa al material restaurador resultó menor. Fusayama, Hieda, Inokoshi y otros investigadores demostraron que las irritaciones pulpares no aumentaban con la técnica de grabado total, sino que se reducían: la técnica de grabado total protege a la pulpa, porque, tras eliminar la capa de barrido con un ácido débil (acondicionador), la herida dentinaria abierta queda sellada con una resina hidrófila, por ejemplo, HEMA (imprimidor, *primer*) y un *bonding* correspondiente (adhesivo). Con ello se crea una superficie dentinaria impregnada de resina (capa híbrida) que garantiza un cierre óptimo de la herida dentinaria, es resistente al ácido y evita la penetración de bacterias. 7

El tratamiento previo del esmalte se realiza fundamentalmente con ácidos inorgánicos (ácido ortofosfórico) y rara vez con ácidos orgánicos. La técnica de grabado ácido (TAG) (duración del efecto 1-2 min) produce una disolución de porciones del esmalte de la superficie dental. Cuando se aplica una solución ácida sobre la superficie del esmalte, ésta es capaz de desmineralizar y disolver la matriz inorgánica de los prismas del esmalte., creando poros, surcos y/o grietas micrométricas; además la sustancia ácida aplicada limpia la superficie y aumenta la energía superficial, facilitando que los microporos o surcos generados puedan ser mojados y penetrados por una resina de enlace (Tags de resina), la cual quedará retenida físico-mecánicamente en el interior de los mismos.

En la dentina vital la resina sólo puede penetrar hasta unos 10 Mm en el interior de los túbulos dentinarios debido a la resistencia de los odontoblastos, aunque por el contrario, en los dientes extraídos lo hace hasta 40 Mm. Tampoco la repetición del grabado de la dentina produce irritación pulpar alguna. No obstante, si la superficie dentinaria se graba demasiado o durante demasiado tiempo, los valores de adhesión se reducen, aunque no se observa irritación pulpar (fig 7). 8

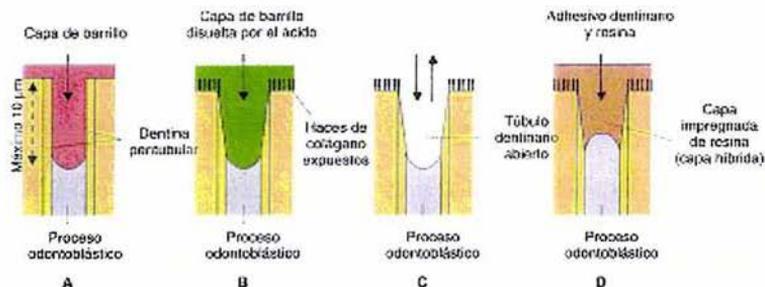


Figura 7. Influencia de la técnica de grabado total en la apertura de los canaliculos dentinarios. A= Cavidad preparada; B= Capa de barrillo disuelta por el ácido fosfórico; C= Eliminación del ácido y de la capa de barrillo disuelta mediante un chorro de agua y aire; D= Formación de la capa híbrida con adhesivos dentinarios.

Existen dos mecanismos básicos en la adhesión. El mecánico puede ilustrarse con el grabado ácido del esmalte para conseguir la formación de apéndices de resina en las irregularidades superficiales. La unión adhesiva implica la atracción molecular entre el composite y el sustrato, y es la base de los adhesivos dentinarios y de los cementos de ácido poliacrílico.

La importancia de adherir materiales a la estructura dentaria tiene dos finalidades, estética y además sirve para proteger los prismas del esmalte y los

túbulos dentinarios, que durante la preparación están necesariamente abiertos, de los defectos de la contaminación bacteriana de la saliva. Deben protegerse para conseguir un resultado estético y funcional satisfactorio a largo plazo. Si se produce microfiltración por la falta de un verdadero sellado de la restauración, los ácidos y los microorganismos pueden penetrar por los márgenes a lo largo de la interfase, lo cual a veces origina tinción o incluso caries secundaria. Los composites cariostáticos que liberan fluoruros sirven para limitar la caries recurrente.

Si en una preparación están implicados tanto esmalte como la dentina, es mejor grabar el esmalte con un gel, ya que el gel produce una penetración localizada que es más profunda y ancha. También es autolimitante. Permanece exactamente en el lugar donde se coloca en lugar de extenderse por todas partes sobre el tejido gingival o los tejidos adyacentes. Los dientes jóvenes, por lo general, se graban con más rapidez que los dientes de más edad. El contenido de fluoruro del diente también afecta el tiempo de grabado, así como el hecho de que el diente haya sido tallado recientemente. El esmalte tallado en fecha reciente se graba más pronto que el esmalte no preparado.

Tras el grabado, lave cuidadosamente con un aerosol de aire/agua durante 10 a 15 seg, y seque con aire comprimido para asegurarse de que la superficie grabada tiene un aspecto "blanco de tiza". Generalmente es suficiente un grabado de 10 a 20 seg, con un lavado con agua meticuloso de la superficie de igual duración. 7

## TÉCNICAS DE ADHESIÓN

Cuando dos sustancias entran en mínimo contacto, las moléculas de una de ellas se adhieren o son atraídas por las moléculas de la otra. Esta fuerza se llama *adhesión* cuando diferentes moléculas son atraídas, y *cohesión* cuando son atraídas moléculas de igual tipo. El material o película que se agrega para producir la adhesión se conoce como *adhesivo*, y el material que se aplica se llama *adherente*.

La adhesión se logra principalmente a través de dos mecanismos:

- a) *Químico*: mediante la atracción interatómica entre dos o más sustratos, a través de enlaces iónicos, covalentes y enlaces secundarios como podrían ser las fuerzas de Van der Waals, fuerzas polares, puentes de hidrógeno, quelación y fuerzas de dispersión.

- b) *Físico*: Este mecanismo de adhesión también se conoce como sistema de traba mecánica, se logra a través de los efectos geométricos y estructurales entre los substratos adherentes.

El descubrimiento de los adhesivos dentinarios empezó a principios de 1950, su investigación continuó lentamente a través de 1960 hasta 1970 hasta que en 1975 se dio la introducción al mercado del primer adhesivo dentinario. Sin embargo, este producto tuvo resultados desfavorables cuando se le colocaba en restauraciones de lesiones cervicales provocadas por erosión y sin retención mecánica.

La segunda generación de los adhesivos fue introducida para su uso clínico a principios de 1980. Éstos se adherían a la superficie húmeda de la dentina presentando una interacción entre los fosfatos y los iones calcio del barrillo dentinario. La fuerza de adhesión que se presentaba a la dentina era de 1 a 10 Mpa aproximadamente. Estudios clínicos mostraron que un alto porcentaje de las restauraciones colocadas en el tercio cervical, se perdían al cabo de un tiempo de 1 a 2 años. El fracaso que presentaban estos adhesivos se debía a que se adherían más al barrillo dentinario que a la dentina misma.

La tercera generación de adhesivos fue introducida a mediados de 1980, pero éstos tampoco removían el barrillo dentinario impidiendo así la adecuada penetración de la resina dentro de la capa superficial de la dentina. Algunos ejemplos de estos adhesivos son: Scotchbond 2 (3M ESPE), Gluma (Bayer), Prisma Universal Bond 2 y 3 (Dentsply Caulk), Syntac Classic (Ivoclar Vivadent) y Bonding System (KERR).

Ya en 1982, Nakabayashi describió que la adhesión al esmalte y a la dentina podía mejorarse empleando MMA y tri-N-butil-borano (MMA-TBB). Nakabayashi grababa la dentina con ácido cítrico al 10% y cloruro férrico al 3% también denominado solución 10:3. El ácido cítrico elimina la capa de barrido dentinario y graba la hidroxiapatita inorgánica de la matriz orgánica de la dentina hasta una profundidad de 5-10 Mm. El cloruro férrico al 3% produce entonces una desnaturalización o también una coagulación de los haces de colágenos expuestos. Entonces, un monómero hidrófilo, un componente del imprimador, puede infiltrarse en la dentina e incorporar los haces de colágeno. *All Bond 2* fue el líder del mercado durante varios años. Este sistema emplea para el acondicionamiento de la dentina ácido fosfórico al 35%. El imprimador se compone de acetona y bifenil-dimetacrilato. Los valores de adhesión del sistema *All Bond 2* a la dentina húmeda son considerablemente superiores a los que tiene a la dentina seca. Esto facilita el trabajo de una superficie dentinaria siempre seca y en el medio húmedo de la cavidad bucal. Pero este *wet-bonding* no funciona con todos los sistemas. *Scotchbond Multi-Purpose (MP)* es otro ejemplo de adhesivo de cuarta generación. En lugar de ácido fosfórico, el esmalte y la dentina se graban con ácido maleico al 10%, pero como el grabado con ácido maleico no produce

necesariamente un patrón de grabado óptimo, en el *Scotchbond MP plus* se cambió el ácido maleico por ácido fosfórico al 35%.

Una posibilidad para simplificar la aplicación de los componentes es reduciendo la cantidad de los mismos. Aunque varios adhesivos dentinarios aparentan ser un único método con un solo componente (ej: Syntac Single-Component) y un único paso clínico (One Step, Bisco), todos los productos contienen al menos dos componentes y dos pasos clínicos. En estos sistemas el acondicionador y el imprimador pueden combinarse entre sí. Se habla entonces de imprimadores de autograbado o autocondicionantes. 4

## **CLASIFICACIÓN DE LOS ADHESIVOS CONTEMPORÁNEOS**

La clasificación más empleada en el medio científico-tecnológico se basa en la aparición cronológica del sistema adhesivo en el mercado odontológico, se considera que existen seis o siete generaciones .

Otra clasificación utilizada es la que hace referencia al número de pasos clínicos y constitución física del sistema adhesivo: multibotes o multicomponentes y monobotes o monocomponentes.

Van Meerbeek & otros (2002), propusieron un sistema de clasificación que se sustenta primordialmente en la estrategia o mecanismos de adhesión, resumiendo así la diversidad de sistemas que se encuentran en el mercado dental, esta clasificación es la siguiente:

1. *sistemas adhesivos convencionales:*
2. *sistemas adhesivos autograbadores*
3. *vidrios ionoméricos*

**SISTEMAS ADHESIVOS CONVENCIONALES:** a esta clasificación pertenecen los sistemas adhesivos que emplean la técnica del grabado total como mecanismo acondicionador de la estructura dental. El mecanismo de adhesión de estos sistemas se resume con el previo acondicionamiento de la superficie del esmalte con ácido al 35% durante 15 seg, lavado eliminación del exceso de humedad y se aplica el adhesivo.

La adhesión a dentina con los sistemas adhesivos convencionales ocurre cuando el ácido aplicado es capaz de eliminar el smear layer o barrillo dentinario y desmineraliza entre 4-11 micras (en profundidad) la superficie dentinal expuesta, el agente acondicionador elimina parcialmente la hidroxiapatita que cubre las fibrillas de colágeno estableciendo lo que se denomina red colágena. El adhesivo se infiltrará en la red colágena y una vez polimerizado creará un sistema de interdigitación (traba mecánica) entre ambos sustratos, este fenómeno de imbricación entre el adhesivo, proteínas colágenas y el componente inorgánico de la dentina es lo que Nakabayaski y colaboradores en 1982 describieron como *capa híbrida* (fig. 8).

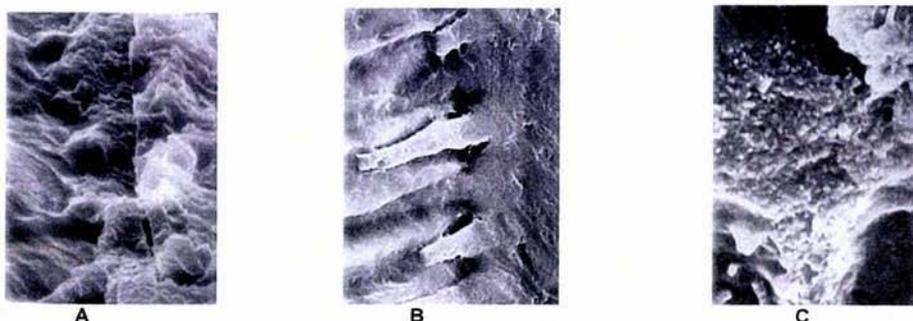


Figura 8. Capa híbrida. A= El imprimador y la resina han infiltrado la estructura colágena y los túbulos dentinarios; B= Se pueden ver claramente las prolongaciones de resina que cierran la herida dentinaria; C= túbulo dentinario seccionado con una capa dentinaria impregnada de resina.

Morfológicamente la capa híbrida se divide en tres zonas:

- a) *Cuerpo principal*: Es el área más extensa y superficial de la capa híbrida, la cual está limitada periféricamente por el tejido dental (esmalte dentina y/o cemento).
- b) *Zona tubular o de penetración transdentinal*: Es el tag de resina propiamente dicho, éste puede llegar a medir aproximadamente 3-11 micras. Se conoce como la unidad morfofuncional de la capa híbrida porque es la zona de la cual depende principalmente la retención mecánica del adhesivo, además de ser la encargada de sellar los túbulos dentinales e impedir la posterior contaminación del sustrato dentinal.

- c) *Zona tubular-lateral o de penetración intradentinal*: se refiere a los micotags de resina que se forman lateralmente a los tags principales, son pequeñas ramificaciones de las interdigitaciones de resina de diámetro mayor.

## SISTEMAS MULTICOMPONENTES Y MONOCOMPONENTES

Se denominan multicomponentes , aquellas presentaciones comerciales de adhesivo convencionales que están constituidos por más de un bote (Ej: Optibond (total- Etch) – Kerr, Scochtbond Multi – 3M, Permagen- Ultradent).

En este caso los fabricantes presentan el primer en un bote separado del adhesivo, con la finalidad de que el primero asegure la eficiente mojabilidad de las fibras de colágeno expuestas previamente por el agente acondicionador, transforme el estado hidrofílico de los tejidos en hidrofóbico y facilite la entrada del adhesivo entre los canales interfibrilares para después aplicar el adhesivo que rellenará todas las irregularidades creadas por el acondicionador.

Entre las ventajas del sistema adhesivo multicomponente destacan:

- Técnica menos sensible: permite aplicación por separado del agente acondicionador, primer y el adhesivo.
- Proveen adhesión efectiva a esmalte y dentina .
- Proporciona mayor fuerza de adhesión a esmalte, en comparación con los sistemas monocomponentes y autograbadores .
- Permite la incorporación de nanopartículas que mejoran las propiedades físicas del sistema adhesivo, estas micropartículas actúan como componente de absorción de estrés residual y reforzando la red colágena.

Con respecto a las desventajas se presentan las siguientes:

- Necesita de mayor tiempo clínico .
- Posibilidad de contaminar la estructura dental, porque se deben llevar a cabo varias fases clínicas .
- Mayor riesgo de que exista exceso de humedad en el sustrato adherente.

Los sistemas adhesivos monocomponentes, son aquellos donde el primer y el adhesivo se han incorporado a través de diferentes procesos químicos y físicos en un solo envase (Ej: Excite – Vivadent, Prime Bond NT, Syntac Sprint- Vivadent, Single Bond- 3M).

Las ventajas de los sistemas monocomponentes son:

- Reducción del tiempo de trabajo, en comparación con los sistemas multicomponentes, porque se elimina un paso clínico (aplicación del primer).
- Posibilidad de presentación en monodosis: asegura la composición estable del adhesivo y la evaporación controlada del solvente.
- Permite realizar una aplicación más higiénica.
- Permite la incorporación de nanopartículas favoreciendo la disminución de fracturas adhesivas y cohesivas de la capa híbrida.

Algunas de las desventajas que presentan estos sistemas son:

- El uso de estos sistemas adhesivos no necesariamente implica la reducción del tiempo clínico, porque algunas presentaciones comerciales amerita la aplicación de varias capas (Prime Bond NT- Dentsply), con la finalidad de obtener una capa adhesiva con un grosor suficiente.
- Existe mayor riesgo de crear una capa de adhesivo muy fina que no posea la absorción de estrés residual o que ocurra una polimerización incompleta debido a la inhibición por oxígeno.
- Estudios clínicos a largo plazo insuficientes.

**SISTEMAS AUTOGRABADORES:** Los sistemas adhesivos autograbadores se basan en el uso de monómeros ácidos que condicionan, imprimen y se adhieren al tejido dental.

Estos sistemas se comercializaron a principios de los años 90. Al principio se emplearon solo como un sistema acondicionador de la dentina porque su capacidad de adhesión al esmalte era pobre. Hoy en día se cuenta con formulaciones químicas que son capaces de actuar de manera efectiva tanto en esmalte como en dentina.

La primera generación de sistemas autograbadores que se introdujeron en el mercado utilizaba los siguientes pasos: aplicación de una sustancia acondicionadora (ácido cítrico, maleico, nítrico), no lavable que después de actuar durante 15- 30 seg se inactivaba y el segundo paso clínico consistía en la aplicación del adhesivo (Syntac- Vivadent, Optibond- Kerr, F2000- 3M, Scotchbond 2- 3M).

La segunda generación de adhesivos autograbadores son los denominados todo en uno, el agente acondicionador, el primer y el adhesivo se encuentran mezclados químico y físicamente en un solo envase. La aplicación consiste en la aplicación directa de una o múltiples capa de adhesivo sobre el tejido dental (Ectch & Prime 3.0 – Degussa, Prompt L Pop 1,2 – 3M/ESPE, Xeno III – Dentsply).

El mecanismo de adhesión de los sistemas autograbadores, se basa en el fenómeno de hibridación dentinal al igual que los sistemas adhesivos convencionales, además de la modificación, transformación e inclusión del smear layer en la capa híbrida, con la diferencia que los tags de resina que se logran obtener con el uso de los sistemas autograbadores son más cortos y de menor diámetro que los obtenidos con los sistemas convencionales y que las fibras de colágeno no son totalmente desprovistas de la hidroxiapatita que las cubre.

Entre las ventajas de este sistema destacan:

- Desmineralización e infiltración de resina simultánea.
- Posibilidad de monodosis: permite el control de la evaporación del solvente y así mantener la composición estable del adhesivo.
- Adecuada interacción monómero-colágeno.
- Efectivo desensibilizador dentinal.
- Disminuye el riesgo de contaminación por saliva.
- Estos sistemas de autograbado poseen un mecanismo de adhesión físico-químico (traba mecánica- enlaces químicos estables), el cual podría beneficiar el complejo diente-resina, ya que aseguraría el sellado biológico de los túbulos dentinales, evitaría la microfiltración, sensibilidad dental, caries, etc.

Entre algunas de las desventajas de este sistema destacan:

- Insuficientes estudios a largo plazo.
- La fuerza de adhesión que se logra en el esmalte es suficiente, pero es inferior a la que se obtiene con los sistemas adhesivos convencionales (técnica de grabado total), aunque éste es un tema controversial en la actualidad.

Otra línea de adhesivos, familia de los sistemas autograbadores se patentaron hace algunos años, son los adhesivos autograbadores para compómeros – Componer Adhesives – (ej: Prompt L Pop for componer – 3M/ESPE, F2000 Adhesive – 3M/ESPE, Compoglas – Vivadent , se introdujeron en el mercado con la finalidad que se utilizaran como el sistema adhesivo de elección para los compómeros o resinas poliácidas. Se sugiere que el fracaso de estos adhesivos se debe a su leve capacidad desmineralizante, que no es capaz de crear un patrón óptimo de retención y eliminar el barrido dentinal y, por lo tanto, a nivel del esmalte no se formarán los macrotags de resina y en la dentina debido a la obliteración parcial o total del túbulo dentinal no se logrará conformar una capa híbrida efectiva que garantice el sellado biológico del complejo dentino-pulpar (fig.9). 9

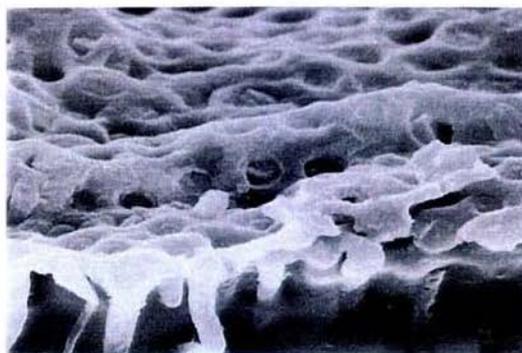


Figura 9. Formación de una capa híbrida. Esta capa de resina protege a la pulpa, la resina se introduce aproximadamente 10  $\mu\text{m}$  en el interior de los canaliculos dentinarios.

Un campo óptimo de trabajo puede conseguirse con el aislamiento cuidadoso de los dientes, habitualmente con un dique de goma, después de pulir con polvo de piedra pómez y lavar. No obstante, absténgase de usar pastas de profilaxis que contengan glicerina o fluoruro; ya que actúan como barreras para las soluciones a base de grabado. 2

## FACTORES QUE INFLUYEN EN LA ADHESIÓN DENTINARIA

- a) *Dentina*: La adhesión de los modernos adhesivos dentinarios depende decisivamente de la calidad de la dentina. En los dientes de pacientes jóvenes se consiguen valores superiores que en los dientes de pacientes mayores. La adhesión a una dentina esclerótica y cariada es peor. También la densidad de túbulos desempeña un papel. En la unión amelocementaria la densidad de túbulos es aproximadamente un 4% en volumen ó 20 000 túbulos por  $\text{cm}^2$  y en la proximidad de la pulpa es aproximadamente un 28% en volumen ó 45 000 túbulos por  $\text{cm}^2$ . Los valores de adhesión son más elevados en zonas alejadas de la pulpa que en la proximidad de ésta debido a la presión del líquido dentinario. La dentina no se debe secar y se mantendrá húmeda durante el tratamiento. El secado tiene como consecuencia el colapso de las estructuras de colágeno. Tampoco se debe grabar durante mucho

tiempo la dentina: con ácido fosfórico al 30-35% como máximo durante 15 seg. La razón no es que pueda producir daño pulpar sino que una superficie dentinaria demasiado grabada tiene una superficie vítrea y dificulta la formación de una capa híbrida bien adherida.

- b) *Factores dentales:* La posición del diente, el tamaño y la forma de la lesión y la flexión del diente representan un papel. Así, la adhesión en el maxilar superior es mayor que en la mandíbula. Las restauraciones en los grandes defectos cuneiformes tienen una duración mayor que la de las colocadas en erosiones planas. En aproximadamente un millón de ciclos masticatorios por año se produce, de este modo una pérdida de la adhesión de las obturaciones cervicales.
- c) *Factores del paciente:* La edad del paciente desempeña también un papel importante. Como consecuencia de caries y traumatismos, entre otras causas, los canaliculos dentinarios se cierran debido a los depósitos de cristales de hidroxiapatita peritubulares. Este proceso es denominado esclerosis. Heymann (1988) y Lambrechts (1987) demostraron que el 75% de los pacientes entre 61 y 80 años de edad habían perdido al menos una obturación cervical en el plazo de 2 años frente a sólo el 27% entre 20 y 40 años de edad.
- d) *Factores del material:* Las fuerzas que se desencadenan debido a la contracción de polimerización se reduce mediante la aplicación del composite por capas. El módulo de elasticidad de los composites híbridos y de partícula pequeña es menor que el de los composites de microllereno. Los distintos ritmos de polimerización también son un factor importante. Si el adhesivo no está aún completamente polimerizado, las fuerzas de polimerización del composite pueden producir un desprendimiento y la formación de una fisura.
- e) *Factores que interfieren:* La clave de la adhesión a la dentina es la capa híbrida. En la formación de esta capa de dentina impregnada de adhesivo pueden interferir los factores siguientes:
- Grabado demasiado intenso de la dentina.
  - Desecación de la dentina (produce un colapso de las estructuras colágenas y una penetración insuficiente de la resina)
  - Contaminación de la dentina después del grabado con saliva o con sangre (es necesario volver a grabar).
  - Insuficiente tiempo de actuación del imprimador.
  - En cada imprimador hay un disolvente volátil, normalmente acetona, que puede interferir en la polimerización. Por lo tanto, tras

la colocación del imprimador hay que aplicar un ligero chorro de aire para evaporar el disolvente.

- **Espesamiento del líquido del imprimador.** Así pues, hay que volver a cerrar la botella inmediatamente después de su uso.
- **El secado deja una capa demasiado delgada de adhesivo, por lo que queda una capa inhibida por el oxígeno, insuficientemente polimerizada.**
- **Polimerización insuficiente;** debido a ello hay que comprobar la lámpara de polimerización una vez por semana y cada año. Un adhesivo insuficientemente polimerizado produce una capa híbrida incompleta, filtraciones, daños pulpares, sensibilidad postoperatoria y ruptura prematura de la restauración.
- **Carga mecánica durante el pulido:** las fuerzas de polimerización son de 2-7 Mpa. Con la resistencia a la tracción del esmalte es unos 10 Mpa, al acabar la obturación no deben transmitirse nuevos factores de tensión a la obturación. Eventualmente se acabará la obturación en un momento posterior o se sellará con una resina hidrófila. 4

## ADHESIVO ADPER SCOTCHBOND MULTIPROPÓSITO PLUS

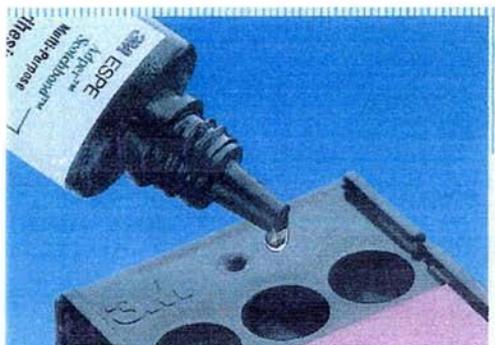


Figura 10. ADHESIVO ADPER SCOTCHBOND MULTIPROPÓSITO PLUS

Es un sistema de adhesión que lo hace todo: lo que vuelve su trabajo más sencillo. Es rápido, fácil, ahorra tiempo y se encuentra respaldado por una larga y probada historia de éxito clínico y confiabilidad. Utilícelo confiablemente para la adhesión sobre superficies húmedas o secas en variedad de aplicaciones, incluyendo restauraciones indirectas, restauraciones clase II profundas y restauraciones clase V difíciles que presenten esclerótica (fig.10).

### VENTAJAS

- Sistema adhesivo dental completo con capacidad de polimerización dual.
- Permite un uso confiable en cualquier aplicación.
- Se adhiere a superficies dentales húmedas o secas.
- Reduce la sensibilidad post-operatoria.
- Adhesión fuerte y confiable.
- Técnica simplificada para un uso rápido y fácil.

Un estudio clínico a largo plazo reportó que las restauraciones que utilizaron el adhesivo fueron superiores al 90% Alfa a los 7.5 años en retención, integridad marginal y decoloración, probando su historia clínica a largo plazo de fuerza y confiabilidad.

Por separado, en un estudio *in vivo* se comparó la fuerza de adhesión del adhesivo pasando de una técnica en húmedo a una técnica que incluye secado con aire durante cinco segundos. El adhesivo produjo altas fuerzas adhesivas equivalentes con ambas técnicas, lo que probó su versatilidad en una variedad de condiciones con una técnica de menor sensibilidad. Esto promueve la formación de una capa híbrida de mayor consistencia, dando como resultado una menor sensibilidad post-operatoria.

## **ADHESIVO ADPER SINGLE BOND**

**Presición, fuerza adhesiva y facilidad de uso**



Figura 11. **ADHESIVO ADPER SINGLE BOND**

El sistema del adhesivo Adper Single Bond dispensa el número preciso de gotas uniformes para un menor desperdicio y su botella en color naranja translúcido facilita visualizar la cantidad remanente de adhesivo. Su botella de diseño único, comprimible y de tapa *flip-open*, permite un fácil dispensado con una sola mano. Su sencilla y rápida técnica le ahorra tiempo de aplicación y pasos.

Provee una adhesión fuerte al esmalte y dentina, mientras reduce la microfiltración y disminuye la sensibilidad en los pacientes. Se utiliza para todos los procedimientos de adhesión directa, incluyendo la desensibilización de superficies radiculares y procedimiento de adhesión indirecta al combinarlo con el cemento adhesivo de resina 3M ESPE RelyX (fig.11).

### **VENTAJAS:**

- Adhesivo de un solo componente, rápido, fácil y conveniente.
- Crea menos desperdicio al dispensar gotas uniformes y precisas.
- Botella con diseño único, de fácil apertura y dispensado.
- Excelente adhesión al esmalte y la dentina para una baja sensibilidad post-operatoria.
- Para uso en restauraciones directas e indirectas. 10

## ADPER PROMPT L- POP ADHESIVO DE AUTOGRABADO

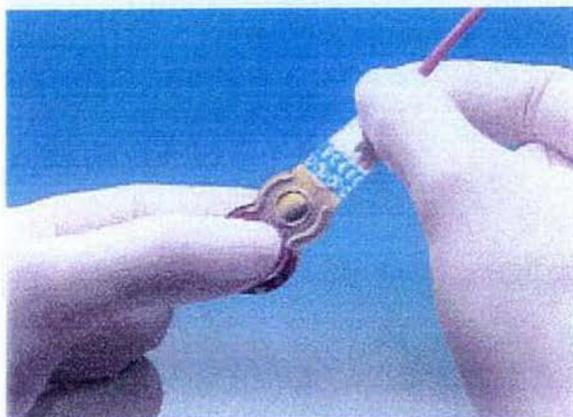


Figura 12. ADPER PROMPT L- POP

El único adhesivo de auto-grabado, de un solo paso y unidosis. Ofrece una activación más fácil para una mezcla confiable y de mayor consistencia; y una química mejorada para una mayor fuerza adhesiva a la dentina. También provee de un agresivo grabado del esmalte y una lata viscosidad que permite una capa más uniforme y consistente. Además, su tecnología de auto-grabado reduce la sensibilidad post-operatoria (fig. 12).

### VENTAJAS:

- Más fácil de activar para una mezcla consistente y confiable.
- Nueva hendidura que permite ver con facilidad cuando el material ha pasado al siguiente compartimiento.
- Le permite grabar, aplicar el primer y adherir en un solo paso: todo en segundos.
- Dispensador unidosis.
- Polimeriza con cualquier fuente de luz: halógena, láser, plasma o LED
- Se encuentra disponible un cepillo extra-fino para preparaciones pequeñas y áreas de la boca de difícil acceso.
- Sistema de autograbado para una muy baja incidencia de sensibilidad post-operatoria.
- Viscosidad mejorada para crear una capa más uniforme y consistente que reduce la sensibilidad post-operatoria.
- Sistema de autograbado que elimina la necesidad de utilizar una técnica de adhesión en "húmedo", reduciendo la sensibilidad asociada con varios adhesivos de un solo frasco. 10

## MÉTODOS DE POLIMERIZACIÓN

Todos los materiales adhesivos se polimerizan o bien químicamente (autopolimerización) o mediante luz (fotopolimerización).

El sistema fotoiniciador (endurecimiento fotoquímico) produce endurecimiento bajo el efecto de luz ultravioleta (radiación UV-A, longitud de onda 390 nm) o de la luz (longitud de onda 460-480 nm). El sistema de fotoiniciador está indicado para endurecer capas finas o película de resina. Otras composites con base de resina son de fraguado dual, es decir, la pasta base y los catalizadores cuando se mezclan pueden fotopolimerizarse, dejar que se polimericen químicamente o polimerizarse a la vez por luz y químicamente.

Phillips resume estas ventajas: las formulaciones de una sola pasta no requieren mezcla, de modo que hay menos porosidad en la restauración, lo que la hace más resistente al desgaste. La fotopolimerización proporciona el suficiente tiempo de grabado para una inserción más precisa y estética de los materiales. Estos se consiguen bien sobretodo en resinas empleadas por incrementos para obtener un ajuste del color y una mejor adaptación de los márgenes. Es adecuado emplear un color claro de un composite de microrrelleno en la caja proximal de una restauración de clase II por dos razones. Primero, la menor viscosidad de la resina de microrrelleno permite introducir el composite más allá de los márgenes cavosuperficiales, reduciendo al mínimo los vacíos y la contracción de la polimerización. En segundo lugar, los composites de colores más claros típicamente polimerizan de manera más completa que los colores más oscuros.

La máxima polimerización es importante para el éxito, tanto clínico como estético, de la restauración, la repolimerización de 20 seg reliazada una vez se haya finalizado, puede proporcionar un acabado más fuerte y duradero. El agente adhesivo no debe encharcarse, ya que puede confundirse con una caries recurrente en una radiografía, Hardison y cols recomiendan secar suavemente la resina adhesiva después de su aplicación, de modo que forme una capa fina y lisa. Algunos adhesivos no deben adelgazarse ya que se demostró que disminuyó la fuerza de adhesión por lo que se recomienda seguir las recomendaciones del fabricante. La extensión de la polimerización dependerá de varios factores, que incluyen la profundidad alcanzada por la luz, la concentración del catalizador y la composición del material. Los colores más oscuros habitualmente requieren tiempos de iluminación más prolongados.

Un desgaste producido en la salida, con el transcurso del tiempo, puede atribuirse al hecho de que el filamento de la lámpara se quema, la bombilla se oscurece o aparece condensación o la degradación del reflector, y en todos estos casos, según Friedman, hay que hacer un recambio de la lámpara, al menos cada 6 meses. Si la luz no tiene un fotómetro incorporado, es conveniente comprar una

(Curing radiometer, Demtron/Kerr, Dentsply/Caulk) para comprobar cada unidad de polimerización periódicamente con el fin de que cumpla con la salida recomendada por el fabricante. Otras medidas simples son limpiar el extremo de la punta de polimerización o reemplazarla, inspeccionar y limpiar el filtro/retractor, inspeccionar la bombilla y reemplazarla y doblar el tiempo de polimerización si la luz que se emplea ha sido muy usada.<sup>2</sup>

Otro sistema de polimerización es mediante la luz de láser de argón o plasma (o hacer un leasing). Estos sistemas reducen el tiempo de polimerización de 60 a 10 seg, ahorrando así un tiempo considerable en el transcurso de todo el procedimiento.

Todas las composites se contraen durante la fotopolimerización, provocando cambios dimensionales, y esta contracción puede provocar separación entre la masa del composite y la estructura dental adyacente. La contracción media de polimerización es de un 2 a 3 %. Esto puede crear defectos que alberguen bacterias y provocar tensión en cúspides, lo que tal vez provoque, a su vez, sensibilidad, falta de armonía oclusal e incluso fracturas ulteriores.

La contracción de polimerización asociada a la sensibilidad de la técnica acarrea el riesgo de que se produzcan márgenes abiertos, especialmente en situaciones en que no hay esmalte o es delgado. Estos márgenes abiertos se tifican posteriormente. Dado que mucha contracción de polimerización puede reducir la esperanza de vida de la restauración, es mejor tomarse un tiempo adicional para polimerizar el composite añadiendo 3 a 5 capas de material, asegurándose de que la capa final cubre toda la restauración, a fin de evitar los márgenes de composite microscópicos que puedan atraer aún más tinciones. Otra ventaja de construir de este modo la restauración es que se podrá variar el color a medida que se aplica cada capa de composite desde gingival hasta el margen incisal u oclusal. La colocación de incrementos o estratificación de composites fotopolimerizables también produce una fuerza de adhesión que se compara con la fuerza cohesiva del material empleado e incluso la sobrepasa. Los tiempos de endurecimiento reflejan que no es posible alcanzar un endurecimiento de 2 mm de profundidad en 10 seg con ninguno de los aparatos de polimerización de luz. Las restauraciones practicadas con este sistema requieren un tiempo de endurecimiento de 20-60 seg, según el tamaño de la obturación. La técnica de capas mejora la calidad de los bordes de la obturación, su coloración, su opacidad, transparencia y morfología.<sup>6</sup>

## **SISTEMA DE ENDURECIMIENTO QUÍMICO DE DOS COMPONENTES**

### **Ventajas**

- Se produce endurecimiento completo del material

### **Desventajas**

- Mezcla
- Inclusiones de aire, porosidades
- Pérdida de la plasticidad con el endurecimiento
- Escaso tiempo de elaboración
- Imposibilidad de modificar el color del material y de la morfología antes del endurecimiento

## **SISTEMAS DE ENDURECIMIENTO POR LUZ DE UN SOLO COMPONENTE**

### **Ventajas**

- No se produce mezcla
- Ausencia de inclusiones de aire, pocos poros
- Tiempo de elaboración prolongado
- Técnica de capas
- Modificación del color del material y de la morfología antes del endurecimiento
- Endurecimiento rápido y óptimo de superficies
- Facilidad inmediata de retocado

### **Desventajas**

- Sensibilidad a los errores de elaboración
- La polimerización se endurece bajo la luz del equipo dental
- Escaso endurecimiento en profundidad
- Necesidad de equipamiento especial. 2

## FILTEK SUPREME (NANOTECNOLOGÍA)

La nanotecnología ha desarrollado una nueva resina compuesta, que se caracteriza por tener en su composición la presencia de nanopartículas que presentan una dimensión de aproximadamente 25 nm y los *nanoclusters* de aproximadamente 75 nm. Los nanoclusters están formados por partículas de zirconia/silica o nanosilica (fig.13).

Los *clusters* son tratados con silano para lograr entrelazarse con la resina. La distribución del relleno (clusters y nanopartículas) muestran un alto contenido de carga de 72.5%

Las *nanopartículas* son rellenos individuales, esféricas y ásperas. Los *nanoclusters* son colecciones libremente aglomeradas de *nanopartículas*. Los aglomerados actúan como unidad individual, permitiendo una alta carga de relleno así como una gran fuerza. La combinación de partículas con tamaño de nanómetro con la fórmula de nanocluster reduce el espacio intersticial de las partículas de relleno. Esto provee de una alta carga de relleno, mejores propiedades físicas y una más efectiva retención del pulido cuando se compara con las resinas que contienen sólo nanoclusters (fig.14). 11

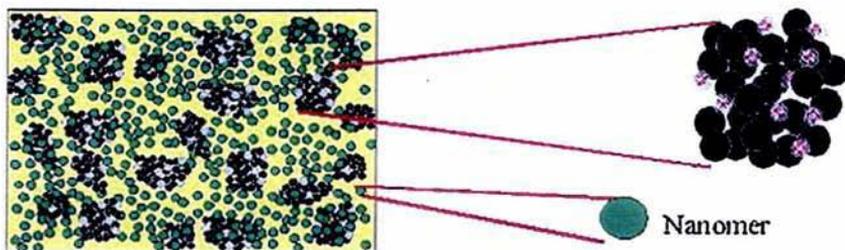


Figura 13. Se puede observar en el siguiente esquema la presencia de las unidades de nanopartículas y los "nanoclusters" de la nueva resina compuesta Filtek Supreme (3MESPE).

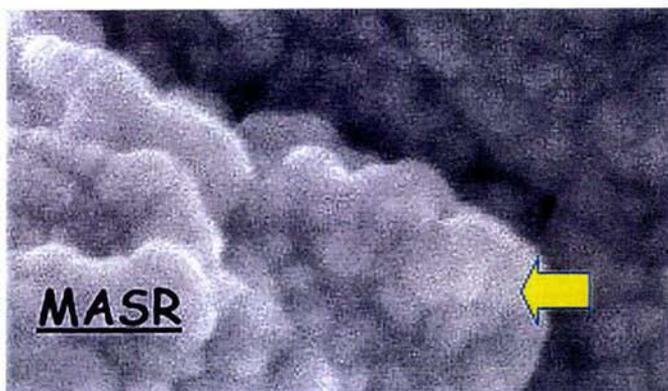


Figura 14. Microscopía electrónica de barrido de la superficie de la resina compuesta experimental Nautilus (EXM-615), Filtek Supreme.(3MESPE) en donde se observan los "nanoclusters" unidos entre sí.

El restaurador universal 3M ESPE <sup>TM</sup> FILTEK SUPREME fue diseñado para ofrecer excelente fuerza y estética para todo tipo de restauraciones anteriores y posteriores. En este aspecto, es quizá el primer material universal verdaderamente elaborado para combinar la fuerza de un híbrido con la belleza de un microrrelleno. Para lograr esta tarea, el restaurador universal Filtek Supreme fue creado usando dos tipos de relleno: nanopartículas (5-75nm) y nanoclusters (fig.15).



Figura 13. Filtek Supreme

Mientras las partículas de relleno de nanoclusters consisten en aglomerados de ataduras sueltas de partículas de relleno de nano-tamaño durante la abrasión las partículas primarias (con tamaño de nanómetro) y no los clusters, pueden verse desgastada. Esto incrementa la retención del pulido de la resina polimerizada al ser comparada con las resinas híbridas tradicionales.

Los tonos dentinarios del esmalte y del cuerpo, se encuentran formulados con un nanocluster de zirconia/silica, el cual imparte radiopacidad. Sin embargo, esta fórmula no puede proveer la opción de alta translucidez requerida en muchas áreas incisales. El uso de nanoclusters de sílica en vez de zirconia/silica en la fórmula de los tonos translúcidos ayudó a proveer una resina altamente translúcida. Adicionalmente la combinación de un nanómetro de sílica imparte retención del pulido aún en mayor grado que los tonos de esmalte, cuerpo y dentina.

Cuando las resinas híbridas se someten a la abrasión, la resina que se encuentra alrededor y entre las partículas se pierde, llevando a la protusión de las partículas de relleno (abultamiento). Eventualmente éstas son jaladas desde la superficie, resultando en cráteres. Estos abultamientos y cráteres forman una superficie rugosa, convirtiéndose en una pérdida de reflectividad (pérdida en la retención del pulido) en la superficie de la resina. Los microrrellenos han probado retener el pulido (reflectividad de la superficie) con el paso del tiempo. Cuando la superficie de una resinas de microrrelleno se ve abrasionada, las partículas primarias de relleno (partículas de sílica de 40 nm) se pierden en un rango similar a la resina circundante. 10

## **VENTAJAS CLÍNICAS**

Al presentar un menor tamaño de partícula, podemos lograr un mejor acabado de la resina, que se observa en la textura superficial de la misma disminuyendo las posibilidades de biodegradación del material en el tiempo. Además, ésta tecnología ha permitido que las cualidades mecánicas de la resina puedan ser lo suficientemente competentes para indicar su uso en el sector anterior y posterior. No debemos dejar de señalar que el hecho de presentar un menor tamaño de las partículas produce una menor contracción de polimerización, garantizando que el estrés producido debido a la fotopolimerización sea menor, generando sobre las paredes del diente una menor flexión cuspléa además de disminuir la presencia de "microcraks" a nivel de los bordes adamantinos, que son los responsables de la filtración marginal, cambios de color, penetración bacteriana y posible sensibilidad post-operatoria. Otros aspectos importantes a señalar es que cuenta con colores para caracterizar, dentina, esmalte y translúcidos. Referente a su manipulación debemos señalar que es adecuad, sin

embargo, en los translúcidos se ha podido encontrar algo de mayor viscosidad. La mayoría de los tonos polimerizan en tan solo 20 segundos y se terminan logrando una superficie suave. Finalmente, se ha considerado en su desarrollo el uso de una guía VITAPA, guía clásica de colores. 12

### CASO CLÍNICO:

Paciente de 55 años de edad de sexo masculino que no presenta contraindicación para recibir tratamiento odontológico. Viene a consulta para ser evaluado (fig.16- 24). 6



Figura 16



Figura 17. Vemos que en los márgenes de la restauración existe fractura y filtración marginal que se observa como un cambio de color alrededor de los márgenes de la restauración. Después de este procedimiento tenemos evidencia de una caries recidivante. Por lo tanto, existe una lesión cariosa en la superficie oclusal de la pieza 26.

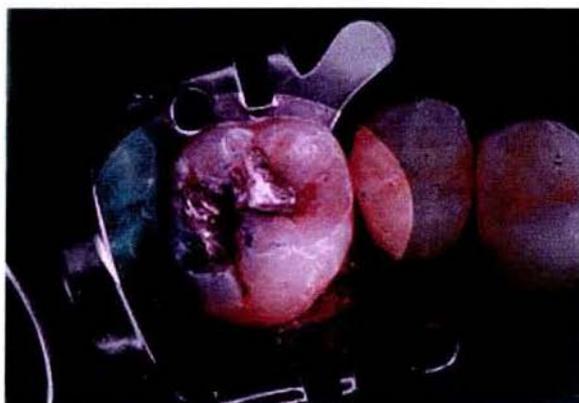


Figura 18. Previamente al aislamiento se ha hecho prueba de la oclusión y se ha seleccionado el color de la resina. Se elimina la amalgama con una punta diamantada usando la pieza de alta velocidad.

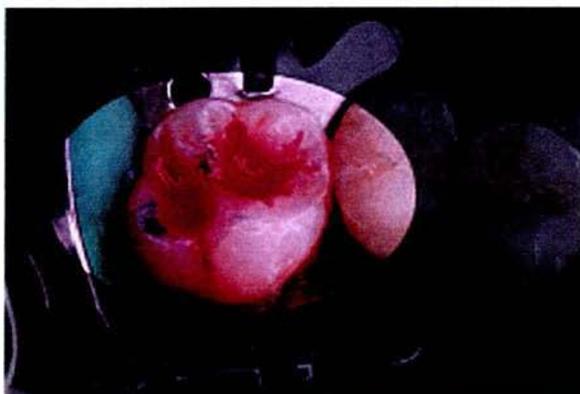


Figura 19. Se usa detector de caries (ácido rojo + propilenglicol y agua). Se deja por 10" y luego se lava por 30". Se termina de remover la dentina cariada haciendo uso de fresas de baja velocidad de carburo tungsteno o con curetas de dentina.

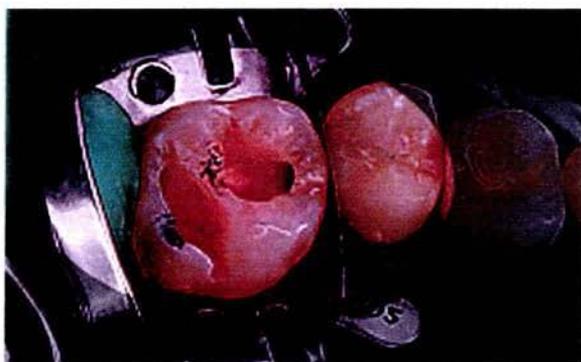


Figura 20. Se observa la remoción completa del tejido carioso. Se ha dejado el reborde marginal en la cara mesial. Se cuantifica con una sonda periodontal la profundidad promedio de la cavidad y se decide colocar un material de base para proteger el órgano dentino-pulpar.

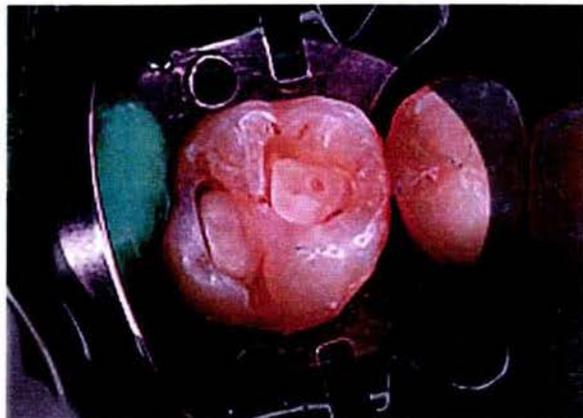


Figura 21. Observamos el órgano dentario luego de la aplicación del material de base. Se usó un ionómero de vidrio de alta densidad o viscosidad



Figura 22. El sistema adhesivo seleccionado corresponde a uno de V generación monofrasco. Se aplica el ácido ortofosfórico por 15" y luego se lava por la misma cantidad de tiempo o más y se "seca". No resecar.

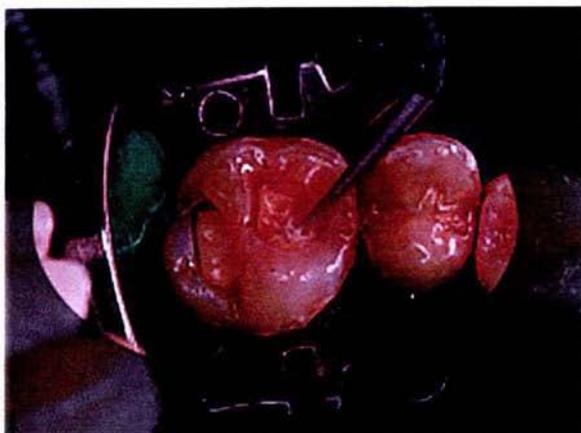


Figura 23. Se coloca el adhesivo de acuerdo a lo sugerido por el fabricante de manera activa, friccionando las paredes piso y borde libre del diente para producir la hibridización del sustrato dentario.



Figura 24. Se coloca la resina usando la técnica incremental, fotopolimerizando por capas el tiempo sugerido por el fabricante. Se prueba la oclusión y luego se hace el pulido y acabado con fresas laminadas y cauchos abrasivos.

## CAPÍTULO II

### COMPÓMEROS

#### COMPOSICIÓN GENÉRICA

Los compómeros (materiales de resina compuesta modificada con poliácido), son compuestos de resina elaborados con fluoruros que contienen relleno de vidrio y componentes poliácidos, similares a los ácidos que se utilizan en los materiales de ionómero de vidrio, son los más recientes llegados a la lista de materiales restauradores en Odontología. Estos materiales no tienen una reacción de endurecimiento pronunciada ácido/base y por consiguiente deben curarse con luz. Por otra parte, no pueden clasificarse como sistemas de ionómero de vidrio. Los odontopediatras han utilizado estas resinas sobre todo en dientes primarios porque son fáciles de usar. Hasta enero de 1998 se desconocía la durabilidad y confiabilidad de estos materiales, si bien parecen promisorios. Hasta hace poco se sabe que la duración de los compómeros en la cavidad oral ha llegado a ser de 3 a 4 años. Algunos ejemplos de este tipo de materiales son Compoglass (Vivadent), Hytac (ESPE) y F2000 (3M).<sup>13</sup>

Son esencialmente resinas compuestas, con la diferencia de contener grupos ácidos capaces de participar en una reacción de ionómero de vidrio, después de la polimerización de la resina, cuando el material obtenga agua desde la saliva. Como resultado de esta reacción se puede liberar flúor, a pesar de que algunos compómeros tienen añadidas sales de flúor, el total de la liberación es significativamente menor que en los cementos de ionómero de vidrio y los cementos de ionómero de vidrio modificados con resina.<sup>14</sup>

Aunque en el material de compómero se lleva a cabo una reacción ácido base, esta no es la reacción de fijación primaria. Los compómeros se utilizan en conjunto con los preparados de metacrilato de metil que se une al esmalte, dentina y el material de restauración de compómeros. En consecuencia, los fabricantes consideran opcional el grabado de la estructura dental que antecede a la colocación de la restauración.<sup>13</sup>

Al ser básicamente resinas requieren de primers y posiblemente adhesivos para unirse a las estructuras dentarias de la cavidad. El comportamiento de los compómeros es diferente si se graba o no las piezas temporales, observándose extrusión del material en este último caso 30 días más tarde.

Los compómeros proporcionan una fuerza adhesiva relativamente alta y liberan flúor. Dado que poseen un módulo de elasticidad muy parecido a la estructura dental, las restauraciones tienen una mayor capacidad de distorsión y

no se deforman por efecto de las fuerzas, lo que permite la adhesión en los márgenes de las restauraciones. Los compómeros son más resistentes que los ionómeros de vidrio modificados con resina, pero menos que los composites convencionales. 15

En odontopediatría los compómeros han tenido una excelente recepción. El material tiene una consistencia tal que no se pega a los instrumentos y es posible adaptarlo con facilidad, la estética es muy buena, aunque sea necesario volver a retocarlo si se ha extruído de la cavidad con el tiempo. La información disponible sugiere que esta situación no significa deterioro marginal, de todas maneras parece más conveniente alterar el criterio original y proceder a grabar esmalte para controlar extrusión. 16

Los compómeros combinan las propiedades químicas, físicas y de manipulación de los composites y los cementos de ionómero de vidrio. Los composites son muy resistentes al desgaste, se pulen muy bien y poseen una gran resistencia. Los compómeros reúnen todas estas cualidades y además se unen frecuentemente a la dentina y el esmalte. La mayoría de las restauraciones sufren sólo fracturas cohesivas, no adhesivas. Estos materiales están muy indicados para las restauraciones de los dientes primarios anteriores debido a que su fuerza adhesiva inherente permite realizar sólo una preparación dental mínima. 17

Algunas marcas de compómeros más utilizados en odontología pediátrica son: Dyract (Dentsply), Compoglass (Vivadent) e Hytac (ESPE). 18

Algunas de las casas comerciales que manejan los compómeros sugieren que no es necesario aplicar por separado el ácido fosfórico ya que los ácidos de los agentes grabadores del material presentan fuerzas adhesivas muy aceptables, por lo que este material es una buena opción como restauración para niños poco cooperadores ayudándonos así a evitar el procedimiento del grabado ácido y la colocación del adhesivo por separado. 18

Se realizó un estudio de comparación entre los compómeros de Dyract (Dentsply) e Hytac (ESPE) en un lapso de 2 años para comparar la eficacia clínica de cada uno de ellos en una restauración clase II en primeros molares temporales. Los resultados entre la eficacia entre uno y otro no fueron significativas, sin embargo el Hytac fue el que presentó mayor número de fracasos con un rango de fallas del 7% , éste presentó insuficiente sellado marginal en la caja proximal y por lo tanto mayor incidencia de caries recurrente .

De igual manera se realizó un estudio de comparación entre el ionómero de vidrio convencional, el ionómero de vidrio modificado con resina, los composites y los compómeros sobre el tiempo de vida que presentaban cuyos resultados fueron los siguientes: el rango de falla del ionómero de vidrio es del 23% después de 2.5

años, del 37% después de 3 años; el ionómero de vidrio modificado con resina presenta un desajustes del sellado del 20% después de 3 años; para los compómeros es del 3% después de 3 años y los composites del 7% después de 4 años, siempre y cuando se coloque el material de restauración respetando todas las indicaciones recomendadas por la casa comercial.

La principal ventaja que presenta el compómero sobre las resinas de composite es evidente y es la disminución del tiempo de trabajo ya que no es necesario el grabado ácido ni la colocación de un adhesivo dentinal por separado. Esto es una nota controversial ya que el grabado ácido favorece la fuerza de adhesión del compómero a la estructura dental reduciendo así las microfracturas del material, lo que nos comprueba que los rangos de supervivencia de los compómeros pueden mejorar con el grabado ácido. 18

### Dyract® eXtra



Figura 25. Dyract Extra

Entre las diferencias entre un ionómero de vidrio y un compómero encontramos que en el ionómero el ácido está presente como un polímero, mientras que en compómero el ácido está presente como un monómero y el polímero está formado por la polimerización de los monómeros en la restauración durante el curado y en el compómero no hay agua, sólo se produce la reacción del vidrio con el monómero ácido después de que el compómero reacciona con el agua del medio ambiente.

La primera generación de compómeros presentaba muy baja resistencia a la abrasión y no estaban indicados para la restauración definitiva en áreas de mucha carga oclusal. En 1997 se desarrolló una nueva generación del producto

que mejoró la resistencia a la abrasión y la fuerza mecánica al optimizar la composición del monómero y al añadirle un submicrorrelleno que permitía muy buenos resultados en el pulido de la restauración.

El Dyract® eXtra representa la 3ª generación de los compómeros. Dentro de sus nuevas características encontramos: una consistencia más fluida, el permitir una fotopolimerización en 10 segundos de capas de 2 mm del producto y se ha aumentado el tiempo de trabajo (al reducir la sensibilidad a la luz del compómero) con una mejor combinación del fotoiniciador (camforoquinona) y del acelerador (ácido etil-éster-dimetilaminobenzóico) dentro de la matriz del producto que a su vez está compuesta por una mezcla de resinas de metacrilato, TEGMA, TMPTMA y TCB. Esta última resina permite una alta cohesión en la mezcla, reduce la hidrofobia y aumenta la cantidad de flúor liberado. Las partículas de relleno de fluoruro de estroncio tiene un tamaño promedio de 0,8 µm (fig.25).

Dyract® eXtra es un material de compómero fotocurable, radiopaco, diseñado para ser usado en restauraciones de todas las superficies dentarias, comercializado en envases predosificados en Compules® en 10 tonalidades, de fácil manipulación y utiliza sistemas adhesivos como el Xeno® III de autograbado (reduciendo tiempo operatorio) o el adhesivo total Prime&Bond® NT. El Dyract® eXtra está particularmente recomendado para la restauración de dientes temporales porque además de su fácil manipulación, libera flúor y su promedio de desgaste es similar al que sufre el esmalte de un diente decíduo. 19

## **DYRACT FLOW: UN NUEVO MATERIAL DE ODONTOLOGÍA MÍNIMA INVASIVA**

Recientemente, los compómeros se están utilizando como materiales para cementado. Uno de los últimos materiales desarrollados en este tipo de materiales es **Dyract Flow**, compomero monocomponente fotopolimerizable fluido basado en la composición química de **Dyract Cem**. El material fue desarrollado para restaurar las cavidades más pequeñas y por extensión para el sellado de pequeñas fisuras. La fluidez de este material es muy importante en la adaptación a las paredes de las cavidades más pequeñas. Como consecuencia de la reacción típica entre los grupos ácido de los monómeros y el material de relleno, tiene lugar una liberación de Flúor durante largo tiempo. Pudiendo ser considerados estos compómeros como una reserva de Flúor.

Comparados con los composites fluidos, este nuevo material ofrece la ventaja de una constante y duradera liberación de Flúor además de una fiable adhesión al esmalte tratado y buena resistencia a la abrasión. Estudios de laboratorio muestran que con este material los resultados obtenidos son similares o superiores comparados con otros compómeros o composites fluidos.

Los datos suministrados por los fabricantes demuestran que la fuerza de compresión y la dureza de la superficie de **Dyract Flow** es superior a otros productos similares. Además la liberación de Flúor es mucho mayor frente a composites con liberación de Flúor, siendo esta superior a 1 microgramo/cm<sup>2</sup> por semana hasta 40 semanas. Estudios preliminares independientes confirman estos datos.

**Dyract Flow** está indicado en restauraciones oclusales en áreas sin stress. La fluidez y el sistema de dosificación en jeringa y ahora también en compule, permite colocar el material a través de pequeñas aperturas y por ello ser muy adecuado para usarlo en microcavidades.

Aunque los estudios de laboratorio son útiles para ver el comportamiento mecánico de los nuevos materiales, la investigación clínica es necesaria para determinar el comportamiento de las restauraciones en boca y verificar ciertas características clínicas de los materiales de restauración como fiabilidad de retención, resistencia a la abrasión, resistencia a la microfiltración en la zona de contacto con el diente.

El equipo de investigadores valoraron muy positivamente la facilidad de manejo (Fluidez y dispositivo de jeringa o compule) y aplicación (procedimiento sencillo y rápido). Debido a su consistencias el compomero fluido puede ser utilizado regularmente como material restaurador y sellador, por tanto por sus características como por el ahorro de tiempo que supone. Otro aspecto muy ventajoso es la adaptabilidad del material por si mismo. La consistencia del material restaurador reduce al mínimo la necesidad de manipulación del material después de la obturación (Solo quitar el exceso). Las características de manejo mencionadas anteriormente hacen de este compomero fluido un excelente material para restaurar pequeños defectos en los tejidos dentales (defecto de desarrollo) y restauraciones marginales (reparaciones), como ocurre con los composites fluidos.<sup>19</sup>

**CASO CLÍNICO (fig.26):**



A



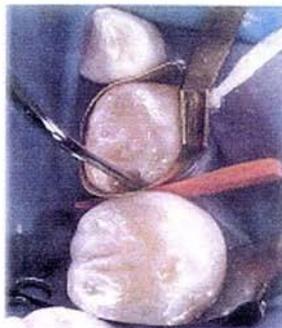
B



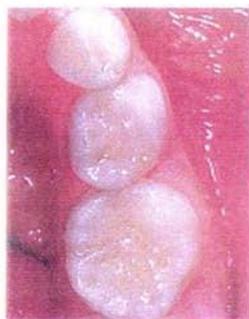
C



D



E



F

Figura 26.

A= Vista clínica inicial

B= Conformación de la cavidad y colocación de los aditamentos para clase II

C= Para evitar sobrantes y asegurar el contacto interproximal se colocan cuñas de fijación

D= Grabado ácido y colocación del primer/adhesivo, según las indicaciones que indique el fabricante

E= Obturación con el compómero, para evitar que se formen burbujas de aire la primera porción se condensa mediante un atacador. A continuación, se prosigue con la obturación del resto de la cavidad.

F= Resultado final tras comprobar la oclusión

## CAPÍTULO III

### SELLADORES DE FOSETAS Y FISURAS

#### MORFOLOGÍA DE LAS FISURAS

Las fosas y fisuras son hendiduras que se producen en la cara oclusal del esmalte. Su forma es sumamente variable y muestran orificios de entrada anchos o estrechos, conductos en forma de reloj de arena, fisuras profundas o retracciones irregulares. El patrón de fisuras no sólo es muy variado, sino que se ha comprobado que las condiciones dentro de cada fisura también lo son. Se han observado diferentes tipos de fisuras en las preparaciones de esmerilado; las proyecciones con el microscopio eléctrico de barrido confirman que la morfología tridimensional de las fisuras es aún más compleja. Dentro del mismo molar, la profundidad de la fisura, el ángulo de entrada oclusal, su amplitud y el grosor del esmalte en el fondo de la fisura pueden variar. En muchos casos, la fisura alcanza prácticamente la unión amelodentinaria. El ancho puede ser mínimo, como para impedir su exploración directa con sonda. Si se enfrenta una cerda de cepillo a la entrada de una fisura, el diámetro de la cerda puede ser cuatro veces mayor que el de la fisura.

Las fisuras pueden existir separadamente, mientras se extienden en todas las direcciones. Reproducciones computarizadas tridimensionales de las fisuras prueban que éstas tienen proyecciones laterales y ramificaciones, lo cual puede facilitar el avance de las lesiones. 20

Se han clasificado en tipos "V", "U", e "I", en una descripción alfabética de la forma. Existe otra clasificación del tipo de fisura en la cual además de la forma en "U", "V" se le agrega la "Y1" y la "Y2" (fig.27). 9

El ancho puede ser mínimo, como para impedir su exploración directa con sonda. Con esta descripción se puede resumir que la anatomía de las fisuras no puede ser explorada ni detectada con examen radiográfico, y que es posible que en el fondo y paredes de la fisura pueda existir placa bacteriana y desmineralización del esmalte, sin que haya elementos de diagnósticos suficientemente sensibles como para detectarlo (fig.28). 14

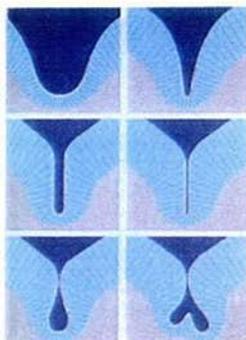


Figura 27. Morfología de las fisuras



Figura 28. Fisura en "Y" invertida. Incidencia 7%

## MICROBIOLOGÍA DE FOSAS Y FISURAS

Inicialmente, se demuestran microorganismos cocoides grampositivos, que representan el 73-95% de los gérmenes vivos durante los 2 primeros días. El germen predominante es *Streptococcus sanguis*, mientras que *streptococcus mutans* y los lactobacilos no son tan comunes en la placa reciente sobre fisuras, aunque se presencia se incrementa con el tiempo. Los bacilos y filamentos constituyen hasta un 12% de la población microbiana en las placas de 5 días de antigüedad. No se observan en cambio, bacilos fusiformes ni espiroquetas. La enorme variación de la microflora sugiere que cada fisura representa un sistema ecológico diferente. La disminución de número de microorganismos tras el sellado de las fosas y fisuras se ha confirmado en numerosos trabajos. Si las condiciones

son adecuadas, las propiedades del sellador, óptimas y el sellado se efectúa con precisión, se obtiene una protección del 100% contra la caries (fig.29-31). 20



Figura 29 . Sistema de retención, con abundante placa.

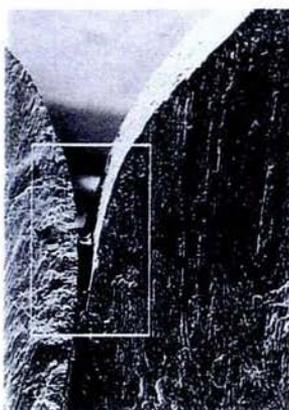


Figura 30, 31. Fisura rellena de sustancias orgánicas y microorganismo en la placa. Visión a distintos aumentos

## SUSCEPTIBILIDAD PARA LA CARIES EN LAS FOSAS Y FISURAS

La descalcificación cariosa de los premolares y molares con lesiones iniciales mínimas no se producen simultáneamente en todas las fisuras, sino en 1 ó 2 lugares.

El ataque suele iniciarse a partir de la zona infundibular periférica, a la entrada de la propia fisura, ya que el sustrato apenas llega a la zona pulpar de la

fisura. A éste nivel, la acidificación y desmineralización son menores. La profundidad de la fisura no posee ningún efecto directo sobre la susceptibilidad dental. La caries de fisura es la lesión más frecuente entre niños y adolescentes. Microscópicamente, esta lesión se manifiesta como un cambio de color marrón oscuro o negro en las fosas y fisuras de los premolares y molares. La lesión adopta distintas coloraciones al microscopio óptico y puede extenderse o sobrepasar la unión amelodentinaria. Si no se realiza una intervención adecuada, la progresión es inevitable (fig.32, 33) . 21

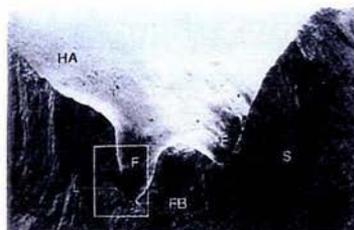


Figura 32. Rotura no tratada de un molar: FB= suelo de la fisura; HA= pendiente de la cúspide; L= lesión; S= esmalte

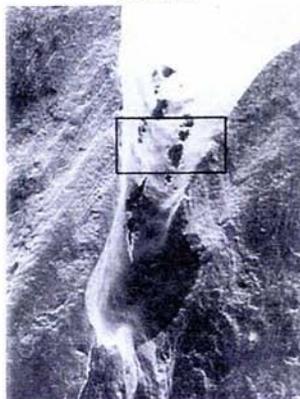


Figura 33. Proceso de desmineralización. Zona de transición entre el orificio de entrada oclusal hacia la fisura en U. Lesión cariosa en la zona del esmalte con transición a la fisura.

## SELLADO DE LAS FISURAS

Los sellantes actualmente utilizados son a base de Bis-GMA, bisfenol a-glicidil metacrilato, según la fórmula de Bowen, el cual polimeriza químicamente. Variaciones con catalizadores sensibles a luz ultravioleta, o a luz visible, representan innovaciones, que dan al clínico un mejor control de su tiempo de trabajo.

El uso de sellantes directamente sobre el esmalte es posible gracias a la retención mecánica de un sistema que, inicialmente fluido, de poca viscosidad y con adecuada capacidad humectante, solidifica, incluyendo en la interfase de contacto la mayoría de las irregularidades. Problemas de humectabilidad, contacto próximo entre esmalte y resina, pueden resultar en la caída del material.

El grabado del esmalte con ácido se desarrolló para acondicionar esta superficie, que resulta así con porosidad y digitaciones que facilitan y aumentan la trabazón mecánica. La solución ácida, normalmente ácido fosfórico al 30 – 40 %, se aplica durante alrededor de 15 – 17 seg para promover dos cambios en el esmalte: remoción de una fina capa de tejido de aproximadamente 10  $\mu\text{m}$  de espesor, retirando así el esmalte menos reactivo de la superficie, y creación de poros y digitaciones de entre 20 y 50  $\mu\text{m}$  de profundidad. 20

En los órganos dentales temporales, aún con un menor contenido mineral y alto volumen de porosidad intrínseca, con superficie de esmalte que contiene cantidades mucho mayores de materia orgánica que el esmalte permanente, se obtienen patrones similares de grabado con tiempos parecidos.

Se realizó un estudio en nueve grupos piloto en el cual antes de colocar el sellador se limpió previamente la superficie oclusal, se empleó el método tradicional de profilaxis con piezas de baja, abrasión con aire con Prophyflex y abrasión con aire con Airflow handy, con la finalidad de determinar el efecto que tienen estos métodos en cuanto a la habilidad de penetración del sellador en la fisura y el índice de microfracturas del mismo. Los resultados obtenidos no fueron lo suficientemente significativos entre cada uno de ellos, ya que se encontró que la retención del sellador a la estructura dental es únicamente mecánica, proceso provocado por la formación de tags dentro de las porosidades del esmalte provocadas por el grabado ácido, variable que junto con la morfología de la fisura son las más importante en este procedimiento, ya que son las que determinan el rango de penetración del sellador aumentando o disminuyendo de esta manera las posibilidades de microfracturas en el material.

Las fisuras cuya morfologías son Y1 fueron las que presentaron mayor penetración del sellador en comparación con las otras, las de forma Y2 fueron las que presentaron menor cantidad de penetración del sellador mostrando así mayor

número de fracasos. Aún colocados en condiciones apropiadas, el porcentaje de fracaso que puede presentarse es del 5 al 10% por año. 22

### **INDICACIONES DE LOS SELLADORES**

- El sellado se aplica sobre los primeros molares, premolares y segundos molares tras la erupción del diente, siempre que se reúnan las condiciones clínicas y técnicas (cúspides acuminadas, fosas y fisuras profundas).
- El sellado está indicado siempre que la sonda no se quede "enganchada" en las fosas y fisuras, y se desprenda con facilidad y sin resistencia de éstas últimas, que han de encontrarse intactas y sin alteraciones macroscópicas.
- El sellado amplio se puede aplicar a la lesión inicial. La sonda se "pega" y ofrece cierta resistencia a la retirada. En estos casos se observan alteraciones macroscópicas. Después de excavar la caries, se toma la decisión que hay que seguir, ya sea mediante obturación con adhesivo y sellado u obturación con amalgama.
- En cualquier caso, es necesario efectuar radiografías de aleta de mordida y revisiones.
- Cuando el niño presenta un alto índice de caries en dentición temporal. 21

### **CONTRAINDICACIONES DE LOS SELLADORES**

- Dentición con tendencia a la caries y lesiones únicas o múltiples de fosas y fisuras, caries proximales, deficiente higiene bucal, dientes con tratamiento intensivo con flúor.
- Cuando el niño no presenta caries hasta la edad de cuatro años. 21

### **VENTAJAS**

- El sellado completa las medidas preventivas, pero no las reemplaza
- El sellado de las fosas y fisuras determina una oclusión para la saliva y bacterias

- El sellado no es destructivo, es indoloro y consigue efectos estéticos superiores a la restauración con amalgama.
- No irrita la pulpa, no altera la función dental ni produce daño.
- Las lesiones iniciales de caries no diagnosticadas se inactivan mediante el sellado.
- La reaplicación con el sistema *recall* (a los 6 meses) aumenta el índice de retención y detiene la caries inicial.

## **DESVENTAJAS**

- La retención del sellador es limitada en el tiempo, debido a errores de la técnica de elaboración y al desgaste.
- Si se producen pérdidas del sellado, debe aplicarse de nuevo.
- La tasa de retención del sellador en denticiones no cuidadas es menor que en personas con buena higiene bucal.<sup>20</sup>

## **SELLADO OCLUSAL CON CEMENTO DE IONÓMERO DE VIDRIO**

El sellado de fosetas y fisuras también puede ser realizado con cemento de ionómero de vidrio convencional o modificado por resina. Se debe resaltar que, inclusive, teniendo una porción resinosa en el material, este puede ser indicado para fosa y fisuras sanas, ya que cuando exista un contacto con el diente antagonista podrá ocurrir una pérdida del material en las vertientes cuspídeas, quedando retenido apenas en las fosas y fisuras, e inhibiendo así la presencia de caries en una misma proporción que la obtenida por los sellantes a base de "Bis-GMA" sin carga, pero teniendo la ventaja de liberar fluoruros.

## **APLICACION DEL CEMENTO DE IONÓMERO DE VIDRIO COMO SELLADOR**

El ionómero de vidrio se usará como una opción alternativa en ciertas ocasiones:

- sólo cuando no se pueda colocar resina como sellador
- en niños que tengan molares primarios fosetas y fisuras muy profundas pero que sea muy difícil el aislamiento absoluto del molar

- en molares permanentes que no han terminado de erupcionar completamente
- situaciones especiales en las cuales el ionómero de vidrio es considerado como material de elección en primera opción para fosetas y fisuras, estos casos son: por el intercambio iónico que presenta el material, longevidad del ionómero de vidrio como sellador y por la buena adhesión química que presenta el material al diente.

La literatura ha mostrado que el ionómero de vidrio muestra un alto índice de fractura, pero el ionómero de vidrio reforzado con resina tiene mayor dureza, por lo que ha sido una de las mejoras alternativas. El ionómero de vidrio muestra una gran longevidad como sellador, sobretodo el reforzado con resina.<sup>15</sup>

**VENTAJAS:** La principal ventaja está centrada en la liberación de fluoruros hacia las fosas y fisuras oclusales, además de retardar la fase restauradora.

**DESVENTAJAS:** La retención es inferior a la obtenida con los sellantes resinosos, sin embargo, a pesar de la pérdida del material, los restos o remanentes continúan liberando fluoruros.

**DURACIÓN:** Se ha estimado que la duración de los selladores es breve, sin embargo, hay estudios de largo término que dan una vida útil de cinco a seis años, con cerca del 60% de retención, lo cual significa cerca del 90% de protección en las piezas sellantes. Esta duración es adecuada para superar el periodo de máximo riesgo en cuanto a caries.

En vista de la distribución de caries oclusal, y el éxito de sellantes aplicados en buenas condiciones, se puede postular la necesidad de controlarlos periódicamente y considerar su reaplicación, incluir los molares de 12 años e indicar sellantes en molares aún 10 años después de la erupción, si existe riesgo.

14

**MICROORGANISMOS BAJO EL SELLANTE:** Se ha comprobado que la flora bajo un sellante íntegro disminuye en un 99% al final de dos años. Estos datos con varios otros de diversas fuentes, confirman que un número limitado de gérmenes son cultivados en las regiones selladas, pero que no son capaces de producir daño a los tejidos duros. Incluso hay estudios que sellan caries en casos controlados para obtener respuesta defensiva dentinaria, en las llamadas técnicas no invasivas (fig.34).<sup>14</sup>

## MICROORGANISMOS BAJO EL SELLANTE

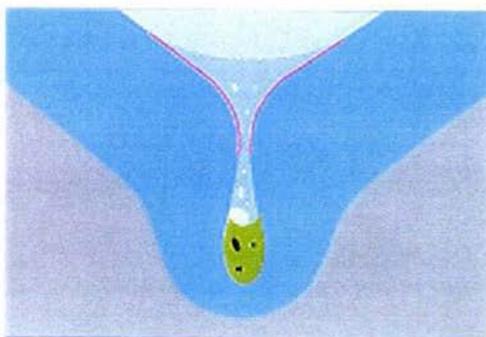


Figura 34. Los microorganismos de la placa y las sustancias orgánicas (verde) que quedan en las profundidades de la fisura están separadas de la cavidad oral. Que el sellado sea compacto se consigue gracias al grabado (rojo) y es esencial para el éxito final. Las burbujas de aire (puntos blancos) y otras inclusiones (negro) existentes en el fondo de la fisura no tienen consecuencias negativas

### TÉCNICA DE APLICACIÓN DE SELLANTES

- a. **Profilaxis.** Limpieza de la zona fisurada con pastas libres de flúor, glicerina o aceites, para eliminar las películas de recubrimiento. Debe lavarse completamente de residuos. Esta fase no resulta crítica y puede reemplazarse por simple limpieza con cepillado; innovaciones como pulido de fisuras con aire abrasivo, limpieza con agua oxigenada y ensanchamiento de fisuras, no han mostrado resultados clínicamente significativos de aumento de retención.
- b. **Aislamiento.** El mejor método es mediante aislamiento absoluto, aunque en muchos casos se puede obtener un eficiente aislamiento parcial con rollos de algodón y un buen sistema de eyección y succión.
- c. **Grabado.** Pevio secado de las superficies se aplica la solución ácida, con esponja esférica pequeña o un pincel fino. La solución se deja durante 15 segundos.

- d. Lavado.** Un chorro de Spray agua-aire durante 10 – 15 seg es suficiente, comprobando previamente que la jeringa no contenga aceite. Se cambian algodones, si se ha optado por esta forma de aislamiento, cuidando no contaminar con saliva, y secar cuidadosamente. En este punto debe ser apreciable el esmalte grabado de color blanco mate. Si no es así, se debe repetir el procedimiento de grabado. En este momento con áreas de surcos grabada y seca es posible ratificar la indicación o visualizar puntos que requieren de restauraciones limitadamente invasivas. En otros casos, tinciones sospechosas desaparecen.
- e. Aplicaciones de sellante.** En este punto es crítico que no haya contaminación de saliva. Esta es la causa más importante de fracaso en retención del material; si así ocurriera, debe regrabarse. El material se aplica según las instrucciones y aditamentos del fabricante, en cualquier caso cuidando de no dejar burbujas. La polimerización química suele producirse en el lapso de 60 seg a partir de la mezcla inicial. Actualmente predominan los sellantes foto activados, los cuales se recomienda dejar escurrir por 15 a 20 segundos después de la aplicación de sellantes antes de fotopolimerizar, lo cual permite un mejor flujo de la resina a las anfractuosidades del grabado; con este procedimiento, los sellantes autopolimerizantes y fotoactivados no difieren en los comportamientos después de cinco años.
- f. Prueba de retención.** La pérdida del material ocurre por lo general en las primeras semanas después de la aplicación, en la mayoría de los casos, posiblemente por aplicación defectuosa. Por eso se recomienda tratar de sacar el material con una sonda; si la técnica ha sido adecuada, éste resiste y se mejora así notablemente su pronóstico de permanencia a largo plazo. 14

**PROCEDIMIENTO CLÍNICO (fig. 35-42):**



Figura 35. Vista clínica inicial



Figura 36. Colocación de dique de hule (aislado absoluto), no debe usarse aislado relativo

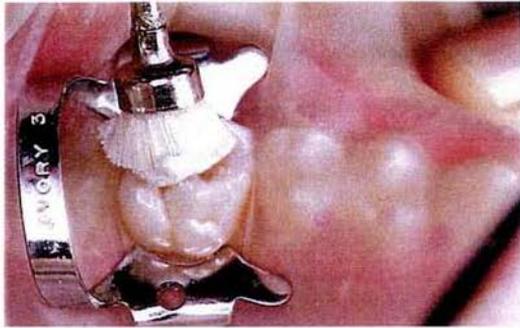


Figura 37. Se realiza previamente la profilaxis con pasta abrasiva libre de fluor.



Figura 38. El grabado se realiza preferentemente con un gel de ácido fosfórico al 15% de acción local limitada durante 15 seg. Los dientes tratados intensamente con flúor son más resistentes al ácido y requieren un tratamiento más prolongado.

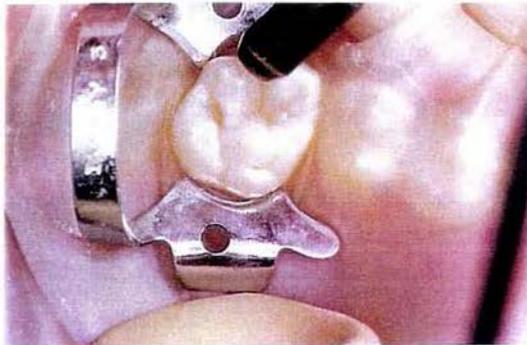


Figura 39. Se elimina el gel ácido con ayuda de la jeringa triple y aspiración y se seca el campo operatorio.



Figura 40 . El sellador se aplica en una capa fina por medio de un microbrush o cepillo fino.

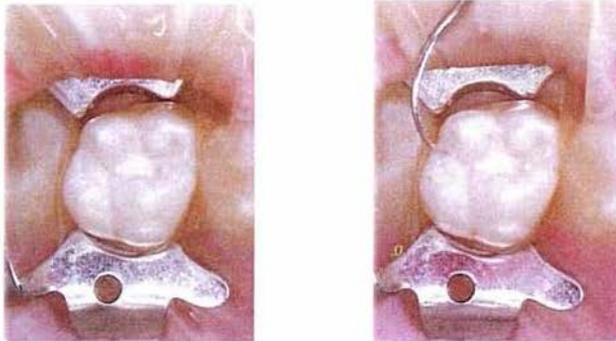


Figura 41. A continuación se realiza la polimerización del sellador y una vez endurecido el material se rectifica con un explorador que haya endurecido correctamente el material.



Figura 42. Vista clínica final después de rectificar la oclusión.

## CAPÍTULO IV

### IONÓMERO DE VIDRIO

Desde los primeros ensayos clínicos en los años setenta, los cementos de ionómero vítreo, o cementos de vidrio ionómero, han experimentado modificaciones en su estructura, en sus propiedades e indicaciones clínicas. 23

Hay ionómeros convencionales que se basan en una reacción ácido base y ionómeros modificados con resinas de auto o fotopolimerización. Los componentes a su vez son resinas compuestas o composites que poseen, una vez polimerizadas, la propiedad de producir una reacción ácido-base similar a la del vidrio ionómero, sin serlo propiamente.

Sus propiedades son muy relevantes desde el punto de vista clínico y para piezas temporales aún más, debido a que en esta fórmula, por sus características resultan aún más importantes su compatibilidad biológica, que los hace casi inocuos para el tejido pulpar. Por razones de permeabilidad, en cavidades profundas es aún recomendable proteger con pequeñas cantidades de hidróxido de calcio. La liberación de flúor, un factor de protección que parece actuar en la misma pieza como en el entorno inmediato, es una propiedad que baja de nivel rápidamente con los días, aunque hay algunas evidencias que demuestran que puede "recargarse" de ión si éste está disponible en otros vehículos de uso tópico utilizados con posterioridad. Sin embargo, hay que recordar que esta propiedad no es suficiente como para dejar dentina cariada en las cavidades o terminaciones marginales inadecuadas que se pretenda compensar con la propiedad anticariogénica del flúor. 24

La adhesividad, otra importante característica de estos cementos, es máxima cuando la manipulación se hace en los plazos de la reacción química que la hace posible (disponer del máximo de grupos carboxilos para unirse al calcio de la hidroxiapatita). Básicamente, mezclado rápido (20-30 seg) y aplicación inmediata, en el caso de ionómeros convencionales.

El uso de soluciones de ácido poliacrílico al 10-25% en las paredes de la cavidad aumenta significativamente la adhesión, para esto el ácido se aplica por unos 20-30 segundos, lavando y secando la preparación antes de restaurar. Hay varias modalidades de pretratamientos para los diversos productos, debiéndose en cada caso seguir las recomendaciones del fabricante.

Las propiedades mecánicas de los ionómeros convencionales y más aún los modificados con resina, se asemejan a aquellas de la dentina, por lo cual resultan muy apropiados como base de restauraciones. La resistencia a la

abrasión es mayor en los modificados pero aún estos no resisten el desgaste como los composites. Parámetros de relativa menor importancia en la fórmula temporal, según la expectativa de vida del órgano dentario. La pérdida de detalle oclusal es menos relevante que su integridad marginal. 13

## **COMPOSICIÓN GENÉRICA DEL CEMENTO DE IONÓMERO DE VIDRIO (CVI) Y PRODUCTOS ASOCIADOS**

Por definición química los CVI son sales formadas por la reacción del ácido polialquenoico, y un vidrio que contiene aluminio, elemento este último crítico para la reacción en cadena del material; el agua es un componente esencial para la ocurrencia de una reacción ácido base. El flúor en el material de vidrio es liberado por un periodo de varias semanas hasta un nivel del 10% del origen a las 3 ó 4 semanas, permaneciendo en ese nivel al menos por un año. 14

Los ionómeros de vidrio fueron inventados en 1969 y reportados en 1970 por Wilson y Kent en 1970. 17

Las propiedades físicas han sido muy mejoradas en los nuevos productos, con mayor densidad y mejor resistencia a compresión y flexión, lo cual ha permitido programas como el de tratamiento restaurador traumático (ART). En áreas del mundo en donde no hay electricidad y se debe utilizar materiales con activación química, esta técnica utiliza instrumental manual para remoción de caries, basado en el hecho que la caries remanente bajo CVI suele inactivarse dando una solución eficiente a niños sin otra opción.

El coeficiente de expansión es semejante al diente, lo que permite usarlo como dentina artificial, en la reconstrucción de grandes pérdidas de tejido y por su biocompatibilidad resulta útil, además, como base y protector pulpar al reducir la microfiltración. 14

## **CEMENTOS DE IONÓMERO DE VIDRIO MODIFICADOS CON RESINAS (CVIR)**

Un importante avance en odontología pediátrica fue la introducción del ionómero de vidrio reforzado con resina (Vitrabond ahora llamado "Vitrebond"). Este material ha permanecido en el mercado durante 13 años. 17

Estos materiales fueron creados para aumentar la resistencia del CVI y dar control sobre el tiempo de la reacción, al tener fotoiniciadores. A los componentes iniciales (ácido polialquenoico + vidrio fluorsilicato-aluminio). Se agregan resinas hidrofílicas con fotoiniciadores e iniciadores de autocurado (para reacción "a oscuras"). Estos CVIR también pueden ser utilizados como cemento adhesivo para cementar bandas ortodónticas y mantenedores de espacios. 15

Como los CVI, los CVIR se mezclan a partir de dos componentes, ya que el ionómero de vidrio y la resina de autocurado han de estar separados hasta requerir la reacción. La resina hidrofílica es necesaria para la mezcla con el CVI basado en agua. Cada componente contribuye al material; CVI con unión al diente y liberación de flúor, las resinas con mayor resistencia y mejor estética, además del control del tiempo clínico para la reacción del material. 14

Algunos cementos de ionómero de vidrio modificados con resina son: Fuji II LC (GC América), Vitremer (3M Dental Products) y Photac – Fil Quick (ESPE). 16

## **INDICACIONES PARA RESTAURAR CON CEMENTO DE IONÓMERO DE VIDRIO**

Es recomendable usar el ionómero de vidrio en casos como:

- a. Base cavitaria
- b. Técnica de sandwich
- c. Restauraciones de clase I en dentición primaria
- d. Restauraciones clase II en dentición primaria
- e. Restauraciones clase III en dientes permanentes jóvenes en pacientes de alto índice de caries o dientes en los que no se pueda realizar un aislamiento absoluto
- f. Restauraciones clase V en dentición primaria y permanente en pacientes con alto índice de caries o en dientes en los que no se pueda realizar un aislamiento absoluto
- g. Tratamientos restaurativos atraumáticos. 15

## KETAC MOLAR



Figura 43. Ketac Molar

Ionómero de vidrio restaurador de alta viscosidad, radiopaco, con excelentes propiedades físicas para dientes posteriores primarios o deciduos (fig.43).

**INDICACIONES:** Es un ionómero de vidrio convencional, libre de metal, que ha sido específicamente diseñado como material de obturación para el área lateral del diente. Sus propiedades mecánicas mejoradas, su consistencia empacable y su mayor radioopacidad lo hacen apropiado para:

- Recubrimientos bajo las obturaciones de resina en caries Clase I y II (Técnica sandwich).
- Obturaciones en dientes primarios.
- Restauración de caries Clase I en áreas sin oclusión.
- Obturación Clase V.
- Obturación en temporales Clase I y II.
- Técnica de Mínima Invasión (MI).
- Técnica de Restauración Atraumática (TRA).

**Características principales:**

- Material empacable.
- Alta liberación de flúor.

Excelentes propiedades físicas:

- Resistencia al desgaste.
- No se contrae.
- No requiere grabado.
- Biocompatible.
- Radiopaco.

**Beneficios:**

- Facilidad de manejo.
- Previene caries secundaria.
- Mayor durabilidad.
- Mejor adaptación a los márgenes.
- Sellado hermético de los márgenes de la restauración.
- Aplicación directa sobre la dentina y el esmalte.
- Control radiográfico.<sup>10</sup>

## ChemFlex™



Figura 44. ChemFlex

En la velocidad de los avances de los materiales dentales en los últimos años, los Ionómeros de vidrio continúan encabezando un lugar importante en el elección del dentista. **DENTSPLY**, la compañía pionera en el desarrollo original de los ionómeros de vidrio, se siente encantada de anunciarles el lanzamiento de **ChemFlex™** (fig.44).

**ChemFlex™** le ofrece una fácil, rápida y flexible combinación desconocida en los ionómeros de vidrio. El líquido limpiador y de mezcla han sido combinados en una sola botella, reduciendo el número de productos necesarios para el tratamiento. Los investigadores de **ChemFlex™** han conseguido un equilibrio de sus propiedades físicas en el sentido de eliminar las típicas grietas que pueden aparecer una vez el ionómero de vidrio esta seco. Estas únicas propiedades permiten al dentista acabar con espray inmediatamente después de fraguar el producto.

**ChemFlex™: Un producto con una única facilidad de uso.** El tiempo de fraguado de 5 minutos desde el inicio de la mezcla significa una espera prolongada.<sup>19</sup>

## CONCLUSIONES

Lo que la odontología contemporánea puede ofrecer a los niños en la salud dental y oral infantil es una inmensa cantidad de materiales estéticos y nuevas alternativas de técnicas restauradoras en operatoria dental. La odontología actual tiene la posibilidad y la obligación de proporcionar restauraciones dentales con una estética impecable y función fisiológica. Las innumerables técnicas y materiales entre los que se puede escoger inicialmente pueden parecer abrumadoras. Sin embargo, una vez organizada la información adecuadamente es muy fácil manejar este conjunto de conocimientos. Para poder resolver una problema dental estético, el odontólogo tiene que establecer un diagnóstico, disponer de un plan de tratamiento y escoger los instrumentos y materiales adecuados. Analizar la elección de los materiales correctos para una situación clínica determinada sirve como una base de comparación y nos permite valorar adecuadamente todos los nuevos materiales que vayan apareciendo.

El objetivo de este trabajo terminal es intentar colocar al alcance clínico la información más moderna y actual que hay sobre las nuevas alternativas de materiales estéticos en odontología pediátrica. Siendo éste un tema de inmensa información debido a la gran cantidad de casas comerciales y mercadotecnia que existe actualmente, nos enfocamos a mencionar de una manera abstracta pero muy explícita y auxiliándonos de una gran cantidad de ilustraciones, a mencionar lo más relevante que hay sobre este tema.

En este trabajo nos enfocamos principalmente a la gama de productos proporcionados por 3M ESPE ya que es la casa comercial que nos ofrece mayor variedad de productos.

## REFERENCIAS

1. Rivas Gutiérrez, Jesús. Devenir histórico de los selladores de fosetas y fisuras. Revista ADM, Vol. LIX, nº 3 , 110- 113, Mayo – Junio 2002.
2. Ascheim W. Kenneth, et al. Odontología estética. Una aproximación clínica a las técnicas y los materiales. Ed. ELSEVIER SCIENCE, segunda edición, Madrid, 2002, p. 41 – 52, 69 – 70.
3. Craig Robert, et al. Materiales en Odontología Restauradora. Ed. Hacourt Brace, España, 1998, pp. 358-420.
4. Schmidseider Josef. Atlas de Odontología Estética. Ed. Masson, España, 1999, p. 85-124.
5. Jordan E. Ronald. Esthetic Composite Bonding. Techniques and Materials. Ed. Mosby Year Book, segunda edición, Estados Unidos de América, 1993, p. 8-18.
6. Ronald E. Goldstein. Odontología Estética. Principios, Comunicación, Métodos Terapéuticos. Ed. Ars Médica, Vol. I, España , 2002, p. 302-340.
7. Swift J. Edward. Dentin/Enamel adhesives: review of literature. American Academy of Pediatric Dentistry, 24: 456-461, 2002.
8. Schmitt C. Donald. Microleakage of adhesive resin systems in the primary and permanent dentitions. American Academy of Pediatric Dentistry, 24: 587-593, 2002.
9. Dr. Abreu Rixio Jesús. Adhesión en Odontología Contemporánea. <http://www.odontologia-online.com>
10. <http://www.3MESPE.com/LAdental>.
11. Nanotecnología y su aplicación en odontología estética y restauradora. Caso clínico. Saravia, Miguel Ángel. 2002. <http://www.odontologia-online.com>.
12. Sonríe. 3M ESPE. Nº 15, Julio, 2003.
13. Pinkham J.R. Odontología Pediátrica. Ed. Mc Graw-Hill Interamericana, tercera edición, México, 2001, p. 675-684.

14. Escobar Muñoz, Fernando. Odontología Pediátrica. Ed. Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericana (AMOLCA), segunda edición, Colombia, 2004, p. 139-146, 209-231.
15. Croll P. Theodore. John W. Nicholson. Glass ionomers cements in pediatric dentistry: review of the literature. American Academy of Pediatric Dentistry, 24: 423-429, 2002.
16. Gross C. Lucia. Griffen Ann. Cassamassino S. Paul. Compomers as class II restorations in primary molars. American Academy of Pediatric Dentistry, 23: 24-27, August 2001.
17. Berg H. Joel. Glass ionomer cements. Pediatric Dentistry, 24: 430-438, 2002.
18. Guedes A. et al. Rehabilitación Bucal en Odontopediatría. Atención Integral. Ed. AMOLCA, Colombia, 2003, p. 124- 155.
19. [www.dentsply-iberia.com/Noticias/clinica1606.htm](http://www.dentsply-iberia.com/Noticias/clinica1606.htm)
20. Rieth, Meter. Atlas de Profilaxis de la caries y Tratamiento Conservador. Ed. Salvat, España, 1990, p. 49 – 58, 95 – 100.
21. Feigal J. Robert. The use of pit and fissure sealants. Journal of Dentistry for Children, 24: 415 – 422, 2002.
22. Duangthip D.A. Lussi. Effects of Fissure Cleaning Methods, Drying Agents, and Fissure Morphology on Microleakage and Penetration Ability of Sealants in Vitro. American Academy of Pediatric Dentistry, 25: 527 – 533, 2003 april.
23. Mount J. Graham. Atlas práctico de cementos de monómero de vidrio. Ed. Salvat, Barcelona, 1990, p. 205 – 304.
24. Comportamiento de los vidrios ionoméricos y compómeros. <http://www.odontología-online.com>
25. Humbertus J. M. Van Waes, et al. Atlas de Odontología Pediátrica. Ed. Masson, España, 2002, p. 190, 203 – 208.
26. Jedrychowski R. Joseph. Shrinkage stresses associated with incremental composite filling techniques in conservative class II restorations. Journal of Dentistry for Children, 161 – 167, May – Jun 2001.



# TESIS BIBLIOTECA CENTRAL



Fecha: 17/05/13

Hora: \_\_\_\_\_

## DATOS DE LA TESIS

Clasificación: 001-01421-C22-2004

Autor: Blanca Estela Carbajal Robles

Título: Nuevas Alternativas en el manejo de materiales estéticos en odontopediatría,

Año: 2004 Universidad: UNAM. Facultad: de Odontología.

## DATOS DEL USUARIO

Nombre del usuario: Rubi Hernández Pedraza

Dirección: Alcanfores #2 Villa de las Flores Coacalco Edo. Mex.

No. de cuenta: \_\_\_\_\_ Teléfono: 5874-06-37 E-mail: rubi-hp8@hotmail

Escuela / Facultad / Institución: IPN CICS.

**DERECHOS RESERVADOS.** Todo el material aquí contenido está protegido por los derechos de los autores y la propiedad intelectual de cada uno de ellos. El uso de esta información para cualquier trabajo deberá citar la fuente donde la obtuvo, mencionando el autor o autores de la obra utilizada. Adicionalmente cualquier uso indebido de ella, será responsabilidad individual del usuario que utiliza este servicio. La omisión del cumplimiento de lo anterior es una violación a los derechos morales y patrimoniales señalados en la Ley Federal del Derecho de Autor.

Atendido por: \_\_\_\_\_

Firma: \_\_\_\_\_