

515



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**“ESTUDIO COMPARATIVO *IN VITRO* DE LA
FUERZA DE ADHESION DE CINCO COMPOMEROS
A ESMALTE Y DENTINA DE DIENTES
PERMANENTES”**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
CIRUJANA DENTISTA
P R E S E N T A :
MINERVA TORRES UGALDE

297939

A large, stylized handwritten signature in black ink, likely belonging to the director or advisor.

DIRECTOR: DR. FEDERICO H. BARCELO SANTANA
ASESORA: C.D. MARIANA LATORRE GARCIA



OCTUBRE, 2001



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.

A MIS PADRES Y HERMANOS

Gracias por ayudarme a hacer posible un logro más;
el cual no será el último pero quizá el más importante.
Por tener las palabras exactas de consuelo en momentos
difíciles, por llorar conmigo, por reír, por aplaudir mis
triumfos, por impulsarme para reponerme de mis fracasos,
por exigirme, por ser mi ejemplo a seguir, por enseñarme
lo que dicen las palabras, por la fe que depositaron en mí
y por dárme todo sin esperar a cambio mas que el orgullo
de hacer de mí una mujer de bien y triunfadora.
Por tanto y tanto más, pero sobre todo gracias por amarme tanto.

DIOS

Gracias por enseñarme a mirar mas allá del horizonte,
porque aún en las pruebas más difíciles de mi vida,
el pensar en ti me da tranquilidad, paz y
una nueva esperanza para seguir adelante.

A MIS ABUELOS ELVIRA, ARMANDO Y FACUNDO

Aunque ya no están físicamente conmigo sé que me cuidan.
Siempre los llevaré en mi corazón y recordaré todo el amor,
comprensión y apoyo que me dieron.

ABUE ROSA

Gracias por ser un ejemplo para mí,
porque te conozco como una mujer fuerte y
luchadora, difícil de vencer por las pruebas
de la vida, pero también gracias por ser una
gran mujer cariñosa y amorosa.

A MIS TÍOS Y PRIMOS

Gracias por su apoyo y confianza.

A MI QUERIDA UNIVERSIDAD

Gracias por ser mi segunda casa,
prometo no defraudarte y
llevar siempre en alto tu nombre.

**DR. BARCELÓ Y C.D. MARIANA
LATORRE**

Gracias por su tiempo, su apoyo,
sus consejos, su empeño y por hacerme sentir
que cuento con ustedes.

A MIS AMIGAS MARIANA Y ALEX

Por todos los momentos vividos,
sus ocurrencias, su apoyo, sus consejos,
sus consuelos y su amistad.

ÍNDICE

1.0 RESUMEN	1
2.0 INTRODUCCIÓN	2
3.0 ANTECEDENTES	3
3.1 Polímeros	5
3.1.1 Clasificación	5
3.1.2 Aplicaciones de los polímeros en odontología	6
3.1.3 Requisitos ideales de un polímero para uso dental	7
3.1.4 Química de las resinas sintéticas	7
3.1.5 Contracción	10
3.1.6 Sorción acuosa	10
3.1.7 Biocompatibilidad	11
3.1.8 Toxicidad	11
3.2 Polimerización	12
3.2.1 Iniciadores y activadores.	12
3.2.2 Etapas de la polimerización	13
3.3 Adhesión	14
3.3.1 Concepto	14
3.3.2 Requisitos de un sistema adherente	14
3.3.3 Mecanismos de adhesión de los sistemas adhesivos	15
3.3.4 Factores necesarios para lograr adhesión	15
3.3.5 Adhesión a estructuras dentales	16
3.3.6 Efecto producido de los agentes acondicionadores ácidos sobre esmalte	16
3.3.7 Efecto producido por los agentes acondicionadores ácidos sobre dentina	17
3.3.8 Propiedades deseables de un adhesivo	18
3.3.9 Generaciones de sistemas de adhesión	18
3.4 Resinas Compuestas	20
3.4.1 Generalidades	20
3.4.2 Aplicaciones	20
3.4.3 Composición	20
3.4.4 Clasificación de acuerdo al tamaño de la partícula de relleno	22
3.4.5 Clasificación según la naturaleza del relleno	22

3.4.6	Reacciones de polimerización	23
3.4.7	Contracción de polimerización	23
3.4.8	Propiedades generales	24
3.5	Ionómeros de vidrio	27
3.5.1	Generalidades	27
3.5.2	Clasificación	27
3.5.3	Composición	27
3.5.4	Fraguado	28
3.5.5	Fraguado de los CIV fotopolimerizables	28
3.5.6	Propiedades generales de los Cementos de Ionómero de Vidrio (CIV).	29
3.5.7	Cementos de Ionómero de Vidrio Modificado con Resina (CIVMR).	31
3.6	Compómeros	33
3.6.1	¿Qué son y en dónde usarlos?	33
3.6.2	Composición	33
3.6.3	Adhesión de compómeros a estructuras dentales	34
3.6.4	Adhesión de compómeros en dentición primaria	35
3.6.5	Adhesión de compómeros en dentición permanente	35
3.6.6	Polimerización	36
3.6.7	Contracción de polimerización	37
3.6.8	Profundidad de polimerización	37
3.6.9	Resistencia compresiva	38
3.6.10	Resistencia a la abrasión	38
3.6.11	Resistencia flexural	39
3.6.12	Dureza de la superficie	39
3.6.13	Rugosidad	40
3.6.14	Propiedades ópticas y estéticas	40
3.6.15	Manipulación y terminado o pulido	40
3.6.16	Liberación de flúor	41
3.6.17	Expansión lineal	41
3.6.18	Adaptación marginal	41
3.6.19	Presentaciones	43
3.6.20	Biocompatibilidad	43
3.6.21	Ventajas	44
3.6.22	Desventajas	44
4.0	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	45
5.0	JUSTIFICACIÓN	46
6.0	HIPÓTESIS	47

7.0 OBJETIVOS

- 7.1 Objetivo General
- 7.2 Objetivos Particulares

8.0 METODOLOGÍA

- 8.1 Materiales 49
- 8.2 Método 53
- 8.3 Tipo de estudio 56
- 8.4 Población de estudio 56
- 8.5 Criterios de inclusión 56
- 8.6 Criterios de exclusión 57
- 8.7 Tipos de variables 57
 - 8.7.1 Variables independientes 57
 - 8.7.2 Variables dependientes 57

9.0 INFRAESTRUCTURA

- 9.1 Recursos humanos 57
- 9.2 Recursos físicos 57
- 9.3 Recursos financieros 57

10.0 RESULTADOS

58

11.0 DISCUSIÓN

62

12.0 CONCLUSIONES

63

13.0 BIBLIOGRAFÍA

64

1.0 RESUMEN

El objetivo de esta investigación fue evaluar la resistencia adhesiva a esmalte y dentina de cinco marcas de compómeros con sus sistemas adhesivos (Dyract AP/ Prime & Bond NT = DAP/P&BNT, Dyract Flow/ Prime & Bond NT = DF/P&BNT, F-2000/ Single Bond Adhesive = F2/SBA, Compoglass F/ Syntac -Single Component = CF/SySC y Compoglass Flow/ Syntac -Single Component = CFL/CySC) y un grupo control de resina compuesta (Esthet- X/ Prime & Bond NT= EX/P&BNT).

60 terceros molares humanos fueron montados en cilindros de acero y embebidos en resina acrílica, pulidos con papel abrasivo carburo de silicio de grano 120, 220 y 600 y divididos al azar en 6 grupos. Exponiendo primero esmalte y después dentina.

Se aplicaron los sistemas adhesivos y se colocó el compómero siguiendo las instrucciones del fabricante. Los especímenes fueron almacenados en humedad 24 horas a 37°C, para posteriormente aplicar carga en la Máquina de Pruebas INSTRON a una velocidad de 1 mm/min. Los procedimientos se repitieron para evaluar dentina.

La resistencia se reportó en MPa. Los datos se analizaron usando ANOVA, Tukey y Dunnet con una significancia de ($P < 0.05$).

Los valores obtenidos en esmalte fueron: EX= 24.15, F2= 24.04, CF=16.74, DF=13.80, CFL= 13.27 y DAP= 9.99. Y en dentina: F2= 21.82, CFL= 9.74, CF= 8.82 y Ex= 8.10.

En esmalte F2 muestra valores significativamente mayores que los otros grupos no habiendo diferencia respecto al grupo control. En dentina DAP Y DF no registran adhesión. Sólo hubo diferencia estadísticamente significativa entre EX y F2.

Los compómeros presentan valores de adhesión similares al del grupo control.

2.0 INTRODUCCIÓN

La búsqueda del material restaurativo ideal para reemplazar el tejido natural del diente y la demanda de productos con propiedades adhesivas y preventivas, junto con un procedimiento simple de aplicación clínica, han llevado al reciente desarrollo de materiales restaurativos que combinan las propiedades de los ionómeros de vidrio convencionales y de las resinas fotopolimerizables.

Inicialmente, estos materiales híbridos fueron introducidos como recubrimientos y bases para eliminar las desventajas de los cementos de ionómero de vidrio convencionales (sensibilidad a la deshidratación, contacto con la humedad durante las etapas iniciales de colocación, tiempo de trabajo prolongado), pero más tarde fueron modificados para ser utilizados como materiales restaurativos. Sus propiedades físicas y mecánicas son similares a las de las resinas compuestas y, al mismo tiempo conservan la propiedad de liberar flúor, característica de los ionómeros de vidrio convencionales. Además, estos materiales tienen aproximadamente el doble de fuerza adhesiva que las resinas autopolimerizables.

McLean et.al., propusieron una clasificación de los materiales restaurativos adhesivos. El primer grupo lo integran los "Cementos de Ionómero de Vidrio" (CIV), compuestos de un vidrio básico y polímero ácido que en presencia de agua, inician su fraguado o endurecimiento por medio de una reacción ácido-base. El segundo grupo lo integran materiales que presentan una importante reacción ácido-base durante su proceso de fraguado y, sus propiedades finales dependen de la resistencia de la reacción de endurecimiento del ionómero de vidrio, y de la polimerización química iniciada por un radical libre de metacrilato de la resina fotopolimerizable. A estos materiales se les conoce como "Ionómeros de Vidrio Modificados con Resina Compuesta" (CIVMR). El tercer grupo es el llamado "Resinas Compuestas Modificadas con Poliácido" (RCMP), el cual contiene cualquiera o ambos de los componentes esenciales de un cemento de ionómero de vidrio, pero a niveles insuficientes para producir una reacción ácido-base sin la presencia de luz. Este tipo de material también es llamado "compómero".

El objetivo de esta investigación fue el evaluar la resistencia adhesiva de varios compómeros comerciales, de los cuales aún existen pocas investigaciones acerca de su adhesión a estructuras dentarias.

3.0 ANTECEDENTES

El desarrollo de polímeros sintéticos modernos está influyendo de forma significativa en la odontología moderna restaurativa. Sin estos polímeros, la odontología adhesiva no existiría y ninguno de los materiales restaurativos adhesivos estarían disponibles.

Gracias a la alta tecnología de estos materiales y al aumento en la prevención de caries, el tamaño promedio de las cavidades ha disminuido notablemente. Por lo que los clínicos enfrentamos la necesidad de contar con materiales para restaurar cavidades con invasión mínima.

Por este motivo, día con día se desarrollan diversos materiales que cumplan con los requisitos máximos de funcionalidad, biocompatibilidad y estética.

Desde la aparición del primer material estético (cemento de silicato), los materiales han evolucionado conforme al paso del tiempo; en 1972 Wilson y Kent desarrollan un nuevo material híbrido, conocido como cementos de ionómero de vidrio. Este grupo de materiales se basa en la reacción de polímeros iónicos con vidrios reactivos que contienen flúor. Además, los ionómeros de vidrio desarrollan uniones en la superficie del diente y liberan flúor. Sin embargo, tienen alta solubilidad inicial y sus propiedades ópticas y mecánicas no siempre son suficientes en la odontología moderna.

Las indicaciones generales del ionómero de vidrio son cementación, base, forro cavitario y restauraciones.

Las primeras resinas autopolimerizables aparecieron en 1940. En 1951, Hagger realiza el primer intento para desarrollar los sistemas de adhesión. En 1955, Buonocuore desarrolla la técnica de grabado ácido del esmalte. Hasta que en 1959, Bowen registra su patente del Bis-GMA, (bis-fenol metacrilato de glicidilo), desde ese momento y por las aportaciones anteriores, la resina tiene gran auge y se comienzan a mejorar los sistemas de polimerización cambiando de autopolimerización a fotopolimerización mediante la luz ultravioleta y posteriormente la luz halógena.^{1,2,3}

Actualmente los composites o resinas compuestas combinan adecuadas propiedades mecánicas, buena biocompatibilidad y estética con una técnica de aplicación sencilla. Se componen de monómeros polimerizables y de rellenos orgánicos inertes. Sin embargo, tienen algunas desventajas como la ausencia de liberación de flúor y su falta de adhesión a la estructura dentaria.

Los Ionómeros de Vidrio Modificados con Resina Compuesta (CIVMR), son productos compuestos de ácido policarboxílico, metacrilato, vidrios de fluoraluóminosilicato y agua. Están indicados generalmente en pacientes geriátricos y pediátricos, su manipulación es más sencilla que para los ionómeros de vidrio convencionales, pero más complicada que la de los llamados compómeros, debido a que los CIVMR son más viscosos, por lo tanto requieren de cuidados al colocarse para prevenir su desalojo durante su manipulación en la obturación de la cavidad.⁴

Los compómeros, introducidos recientemente, son materiales que combinan las propiedades de la resina compuesta y del ionómero de vidrio convencional.

Principalmente están indicados para colocarse en cavidades clase III, IV y V en dientes permanentes y en cavidades clase I y II en dientes primarios.⁵

Este sistema de compómero posee un vidrio reactivo que contiene flúor y macromonómeros que poseen grupos metacrilatos y grupos carboxílicos que llevan a cabo la reacción ácido-base. Dentro del grupo de compómeros se encuentran los compómeros fluidos que debido a que en su composición contienen monómeros más hidrofílicos prometen lograr mejor adaptación a la cavidad, mayor integridad marginal, mejor resistencia a la abrasión y en general mejores propiedades mecánicas y ópticas que las resinas compuestas y que el ionómero de vidrio reforzado con resina.

Un ejemplo de marcas comerciales de compómeros son; Dyract AP (Dentsply/ DeTrey), Dyract Flow (Dentsply/ De Trey), Compoglass Flow (Ivoclar/ Vivadent) y Hytac (Espe/ America), F2000 (3M).^{4,5}

3.1 POLÍMEROS

Los polímeros son moléculas orgánicas gigantes que tienen pesos moleculares de 5,000 a 1,000,000 g/g. mol. Los polímeros son ligeros, resistentes a la corrosión y aislantes eléctricos, pero tienen relativamente baja resistencia a la tensión y no son adecuados para uso a temperaturas altas. Los polímeros tienen innumerables aplicaciones, que incluyen juguetes, artículos para el hogar, artículos estructurales y decorativos, recubrimientos, pinturas, adhesivos y neumáticos.⁶

En el campo de la odontología, la influencia no se ha dejado esperar y las denominadas resinas compuestas conforman un grupo de biomateriales de extensa aplicación en múltiples casos tanto en el campo de la odontología operatoria como en ortodoncia, prótesis y recientemente en la denominada odontología plástica, cosmética o estética, la cual utiliza polímeros de fotopolimerizado.⁷

3.1.1 CLASIFICACIÓN

El grupo de plásticos o polímeros se puede clasificar en seis grupos:

1. De acuerdo con el origen se clasifican en:
 - a. Naturales: La mayoría son producto de exudado de troncos de ciertas plantas como el ámbar, copal, etc.
 - b. Resinas sintéticas. Se aplica a aquellas en las cuales la polimerización viene acompañada de la formación de productos secundarios. Entre este grupo tenemos las siguientes:
 - Resinas sintéticas de policondensación: Las más usadas son las fenoplásticas, aminoplásticas, gliceroftálicas y superpoliamidas. Dentro del grupo de aminoplásticas, se encuentra la melamina, utilizada en aislantes y en la fabricación de discos fonográficos. Resinas gliceroftálicas: Tienen su principal aplicación en barnices y esmaltes para automóviles y resinas superpoliamidas, se destaca el nylon. Muchas de estas resinas se han empleado en la elaboración de aparatos y bases de dentaduras, pero sin obtener éxito.⁷
2. Por mecanismos de polimerización:
 - Los polímeros por adición se producen uniendo covalentemente las moléculas, formando cadenas que pueden tener miles de elementos moleculares en su longitud.
 - Los polímeros por condensación son producidos cuando se unen dos o más tipos de moléculas mediante una reacción química que libera un producto colateral, como el agua.⁶
3. Por su aparición cronológica:

Cronológicamente, el plástico sintético más antiguo fue el celuloide (1870), seguido por la bakelita (1908) y la acetyl-celulosa (1908).⁷

4. Clasificación de las resinas sintéticas según su comportamiento térmico:

- Resinas termoplásticos.- Se presentan en estado de polvo o perlas y se ablandan o plastifican con el calor, estado en el cual pueden ser moldeadas con presión para luego enfriarlas. En este proceso no se experimentan cambios químicos.
- Resinas termoestables.- Éstas requieren para su polimerización de agentes tales como iniciadores y activadores. Cuando utilizan calor como activador se les denomina termopolimerizables.^{6,7}

5. Por el tipo de reacción que experimentan durante el proceso de polimerización:

- Cuando el activador empleado es de tipo químico, las resinas polimerizan en frío al medio ambiente y reciben el nombre de resinas de autopolimerización.⁷
- Cuando el calor a temperatura moderada (en torno o inferiores a 100 °C) es el activador, reciben el nombre de resinas termopolimerizables. Dentro de estas, existen ciertos polímeros acrílicos utilizados en el laboratorio, cuyo sistema de termopolimerización es mediante la acción de microondas.
- Cuando el activador es la luz (ultravioleta o halógena), son llamadas resinas fotopolimerizables.⁸

6. Estructura de polímero:

- Polímeros lineales.- Forman largas cadenas que contienen miles de moléculas. Estas cadenas pueden ser formadas por una reacción de adición o de condensación.
- Polímeros de red.- Son estructuras reticulares tridimensionales producidas mediante un proceso de enlaces cruzados que implica una reacción de adición o de condensación.⁶

3.1.2 APLICACIONES DE LOS POLÍMEROS EN ODONTOLOGÍA

- Materiales poliméricos para impresión (alginatos, mercaptanos, siliconas).
- Polímeros para base de prótesis y para rebasado
- Selladores de fisuras y fosetas
- Cementos a base de resinas
- Acondicionador de tejidos
- Dientes artificiales
- Aparatos de ortodoncia y ortopedia
- Carillas estéticas, puentes, coronas, etc.^{7,9}

3.1.3 REQUISITOS IDEALES DE UN POLÍMERO PARA USO DENTAL

- No debe de ser tóxico o irritante.
- Translucidez y transparencia.
- Capacidad de poder darle color, en el caso de resinas compuesta con pigmentos a base de óxidos metálicos.
- Estabilidad dimensional.
- Propiedades físicas y mecánicas adecuadas para su uso en boca.
- Debe de ser impermeable en los fluidos orales y no tener mal olor o aspecto desagradable.
- Insolubilidad en el medio oral.
- No debe poseer olor ni sabor.
- Baja densidad. Su temperatura de ablandamiento térmico debe estar por encima de la temperatura de los alimentos o bebidas que ingiere el paciente.
- En caso de ruptura, debe poder repararse fácilmente.
- La fabricación de aparatos y su manipulación no debe exigir equipos complicados.⁷

3.1.4 QUÍMICA DE LAS RESINAS SINTÉTICAS

Los polímeros derivan su nombre de poli- "muchos", mer "miembro". Es decir, una molécula compuesta de muchas unidades estructurales. Las unidades sencillas o unidades libres conforman un monómero. Este monómero con millares de unidades estructurales en el proceso de polimerización integrará una macromolécula compuesta de millares o millones de unidades estructurales unidas entre sí formando cadenas. Estas unidades estructurales están unidas entre sí por enlaces covalentes. Para que una macromolécula sea considerada como tal, debe poseer un peso molecular por encima de 5.000. Entre más alto sea este valor, mejores propiedades tendrá el polímero.⁷

Pero, ¿en qué forma se puede reforzar un polímero partiendo de algunas ventajas importantes que poseen los plásticos? y ¿qué clase de refuerzos podrán compensar las fallas notadas para resinas acrílicas usadas antiguamente para restauraciones en operatoria? La respuesta a estas preguntas tiene lugar después del trabajo del Dr. Bowen en 1963. La molécula de Bowen para la resina compuesta es de naturaleza híbrida acrílica-epóxica, en donde los grupos reactivos epóxicos (oxitranos) terminales se reemplazan por grupos metacrilatos, molécula conocida como Bis-GMA.⁸

Esta molécula posee las siguientes características:

- Núcleo de bisfenol A. Este núcleo químico se encuentra presente en muchos plásticos de alta resistencia tales como los policarbonatos y polisulfonas, polímeros termoplásticos, así como en termoestables tales como las epóxicas.
- Grupos terminales metacrílicos, los cuales pueden ser polimerizables por los métodos anotados de peróxido de benzoilo con iniciador y los grupos activadores.
- Grupos hidroxílicos.- Estos grupos inducen la unión por el hidrógeno, constituyéndose en un material de alta viscosidad.

Las ventajas en el uso de este tipo de monómeros son:

- La contracción de polimerización es mucho menor que la experimentada por las resinas de metacrilato de metilo, ya que en la molécula híbrida el grupo acrílico es sólo una pequeña parte de la gran molécula.
- No es volátil.
- La reacción exotérmica de polimerización es baja.
- El tamaño de la molécula y su poca movilidad disminuyen la posibilidad de penetración en los túbulos dentinarios, siendo así menos irritantes.
- Este copolímero es mucho más resistente y de mejores propiedades que los correspondientes a las resinas acrílicas, siendo de naturaleza termoestable.

La alta viscosidad del monómero requiere la incorporación de un diluyente, el cual es glicol dimetacrilato; Bowen propone la formación de nuevos comonómeros, teniendo en cuenta que la molécula de Bis-GMA no posee una completa estabilidad de color, razón por la que hay necesidad de adicionar estabilizadores de color, además de su alta viscosidad.

Bowen, en su reporte monómeros cristalinos de dimetacrilato propone tres monómeros mejorando las propiedades no deseables. Estos monómeros son el resultado de reacciones de condensación entre el 2-hidroxietil metacrilato y los correspondientes cloruros ácidos de isómeros del ácido ftálico.⁷

Los tres monómeros son:

- MEI Bis (2-metacril oxi-etil) isoptalato.
- MET Bis (2-metacril oxi-etil) teraptalato.
- MEP Bis (2-metacril oxi-etil) ptalato.

Los materiales de composite con base en polímeros entrecruzados son ampliamente utilizados como materiales biomédicos, por lo tanto los monómeros no deben ser tóxicos y deben ser capaces de polimerizar en presencia de oxígeno y agua debido a que dicha reacción se realiza dentro de la cavidad oral. Los composites dentales están compuestos de tres elementos:

- Una matriz polimérica entrecruzada.
- Una alta fracción volumétrica de partículas de relleno.
- Un agente de unión para los dos anteriores componentes.

La unión entre la matriz y el relleno debe de ser adecuada y la cantidad de matriz debe ser suficiente para llenar el espacio que hay entre las partículas del relleno.

Una mayor cantidad de relleno tiende a mejorar las propiedades mecánicas del polímero, a reducir la contracción de polimerización, el coeficiente de expansión térmica lineal y que la pasta resultante no sea muy viscosa. Sin embargo, la cantidad de relleno incorporada es limitada, por lo que las pastas suelen ser muy viscosas, teniendo que diluir la parte más viscosa (Bis-GMA) con monómeros difuncionales más fluidos que afectan las propiedades de la matriz aumentando la contracción por polimerización y la absorción de agua.

Los composites están basados en sistemas monoméricos di y trifuncionales, principalmente dimetacrilatos modificados que proporcionan una matriz entrecruzada mediante polimerización. Entre los más comunes están el Bis-GMA y el dimetacrilato trietilenglicol (TEGDMA), la adición de este último provoca mayor contracción debido a que la concentración de grupos metacrilatos en la resina sin polimerizar es mayor.

Las formulaciones de Bis-GMA con monómeros diluyentes apropiados TEGDMA y rellenos, dan como resultado materiales con menor contracción, mejores propiedades mecánicas, solubilidad y absorción de agua menores, características de expansión térmica, propiedades estéticas similares a la estructura dentaria y biocompatibilidad. Algunos composites actuales no contienen Bis-GMA como monómero base, pero contienen dimetacrilato de uretano, 1,6-Bis (metacriloxi-2-etoxicarbonilamino)-2,4,4-trimetilhexano),(UDMA).

Las partículas de relleno inorgánico en los sistemas de composites comprenden tres categorías: vidrio, cuarzo y sílica. Los vidrios son una combinación de Na-Al-B-Si y de elementos de Ba-Al-B-Si. Un menor contenido de relleno inorgánico (mayor proporción de volumen de polímero en comparación relleno inorgánico) da como resultado un módulo de elasticidad menor, mayores cambios dimensionales térmicos, menos resistencia a la indentación y mayor absorción de agua. La unión entre las partículas de relleno y la matriz de la resina se puede lograr por medios físicos o químicos.

La unión mecánica se puede formar mediante la sinterización de partículas o fibras juntas o grabando las partículas con el propósito de crear una superficie altamente porosa. La red de polímero formado penetrará dentro de las porosidades durante la polimerización y unirá mecánicamente a las partículas de relleno con la matriz de la resina.

El diluyente (monómero mono y di funcional) disminuye la viscosidad de los monómeros di y tri funcionales y los estabilizadores optimizan el almacenamiento de los ingredientes y la estabilidad química de los composites polimerizados.

Los sistemas de iniciación Redox se basan en aminas aromáticas terciarias de peróxido de benzoilo, hidroperóxidos-tioureas, peróxidos con ácido ascórbico o derivados, o aminas de peróxido de benzoilo con activadores sinérgicos como los politioles.

En cambio, los sistemas de iniciación híbridos compuestos de cánforoquinona se utilizan como fotoiniciadores y los de N,N-dimetil.p-toluidina o 2-(N,N-dimetilamino) etil metacrilato se utilizan como coiniciadores.

Al inicio de la fotopolimerización las resinas que están en contacto con aire, desarrollan una capa superficial delgada en la que la polimerización es inhibida por el oxígeno. Sin embargo, esta capa es rápidamente polimerizada debido a la entrada de radicales desde el sistema de fotoiniciación. Con el propósito de inhibir esta polimerización no deseada durante el almacenamiento de las muestras y de evitar la fotopolimerización mediante la luz ambiental durante la preparación y obturación de una cavidad, se agregan inhibidores a las formulaciones de resina los cuales básicamente son fenoles sustitutos de 800 a 1000 ppm. Con el propósito de proteger a las resinas en contra de los procesos de fotodegradación causados por la luz del día, se le agregan fotoestabilizadores con base en salicilatos (ésteres fenil de ácido benzoico), orto-hidroxibenzofenonas y orto-hidroxibenzotriazoles.¹⁰

Como ya se había mencionado, la partícula de relleno se une a la matriz de dimetacrilato a través de un agente de unión silano, lo que da como resultado la disminución de la contracción de polimerización, del coeficiente de expansión térmica lineal, del calor de polimerización y de la absorción de agua, así como también eleva la resistencia y el módulo de elasticidad. El uso de partículas de relleno también permite la incorporación de estroncio y bario, lo que permite distinguir radiográficamente entre la restauración y una lesión cariosa en el diente. Se han utilizado numerosos rellenos en las resinas, como el cuarzo cristalino y sílica coloidal, así como silicatos de bario y estroncio. Sin embargo, lo que tiene más impacto es el tamaño de partícula.

Las propiedades mejoraron con la adición de partículas de sílica pirolítica (sílica microfina) con un tamaño medio de partícula de 0.05 micras, lo que permite una mejor distribución de las partículas y, por lo tanto, una separación de partícula-partícula menor. El problema con el uso de partículas tan pequeñas con áreas superficiales extremadamente grandes, es que es casi imposible lograr cargas de partícula mayores de 50% por peso. Además, las micropartículas tienden a formar grandes aglomerados los cuales pueden ser mojados pobremente por la matriz y por los espacios de contenido, desiguando las propiedades mecánicas.¹⁰

3.1.5 CONTRACCIÓN

Cuando el monómero polimeriza se produce una contracción volumétrica: en algunos polímeros dentales puede ocurrir un cambio de hasta un 21%. Al producirse este cambio la masa se contrae y aumenta la tensión interna.

Como resultado del intercambio de las fuerzas de Van der Waals entre las unidades metacrílicas adyacentes mediante una unión covalente durante la polimerización, el metil metacrilato sufre una contracción volumétrica del 22%. Cuando los grupos se unen al esqueleto en masa del Bis-GMA, esto se reduce a un 10%. La incorporación de rellenos a las resinas proporciona una reducción mayor de la contracción, así como la disminución de la cantidad de especies metacrílicas diluyentes de bajo peso molecular, las cuales muestran mayor contracción durante el curado, y la conversión total de grupos metacrilatos. El significado clínico de la contracción de polimerización, es el efecto en la interfaz resina/esmalte grabado y el espacio marginal y, por lo tanto, microfiltración potencial. Si la resina se mantiene bajo presión durante su endurecimiento, el flujo de la superficie libre de la restauración puede compensarse parcialmente de la contracción total.⁹

3.1.6 SORCIÓN ACUOSA

Las moléculas de agua tienen tendencia a penetrar en los sólidos poliméricos entre las cadenas de polímeros atraídas por la polaridad, por las uniones no saturadas o por las fuerzas intermoleculares no equilibradas de los polímeros. En algunos polímeros dentales como los materiales de restauración a base de resinas combinadas, las partículas de relleno inorgánicas están recubiertas con agentes de unión hidrófobos del tipo vinil silano, que procuran la unión entre las partículas inorgánicas y el polímero y reducen la penetración acuosa en la superficie de la unión. Del mismo modo, cuando se emplean adhesivos solos o en conjunción con materiales de restauración a base de

resinas combinadas, pueden aplicarse a los dientes agentes imprimadores o primers que sean resistentes al agua.⁹

Debido a la naturaleza polar de las resinas dimetacrilicas y, en particular aquellas que contienen enlaces dialquílicos éter, todas las resinas absorben agua del ambiente oral y pasan por una expansión higroscópica. La proporción de captación de agua se controla por difusión y puede ser muy lenta, en algunos casos pueden pasar años para lograr un equilibrio. El espacio marginal puede cerrarse mediante expansión higroscópica de la resina.

Bowen et.al., sugirieron que la formulación de las resinas con dimetacrilatos hidrofílicos podría utilizarse para compensar la contracción de polimerización, sin embargo esta absorción de agua podría dar como resultado una falla en la interfaz matriz-relleno.¹⁰

3.1.7 BIOCMPATIBILIDAD DE LOS POLÍMEROS

Los polímeros totalmente polimerizados tienden a ser inertes, pero la mayoría de los monómeros, activadores e iniciadores pueden ser irritantes intensos. Los problemas que surgen cuando los tejidos se ponen en contacto con polímeros incompletamente polimerizados (sean restauraciones o aparatos) son los siguientes:

- Los materiales que producen radicales libres pueden unirse en forma cruzada con las proteínas, provocando así irritación tisular.
- Los monómeros sin reaccionar, los iniciadores o los activadores pueden ser lavados del polímero proveyendo una fuente prolongada de irritación.
- Debido a su inestabilidad dimensional, estos materiales poliméricos pueden provocar microfiltraciones en torno a las restauraciones, lo que trae como consecuencia una irritación pulpar debida al intercambio de líquido.
- Su naturaleza inerte, puede proveer un refugio para los microorganismos del tipo de *Cándida albicans*, los que a su vez irritan los tejidos mucosos (bases de prótesis).
- Los polímeros, los monómeros, los iniciadores o los activadores pueden provocar reacciones alérgicas.⁹

3.1.8 TOXICIDAD

Los monómeros sin reaccionar y otros componentes de bajo peso molecular (no polimerizados), se salen gradualmente de la matriz debido a que no son compatibles con ella. Estos se retiran de la superficie del material de relleno por medio de desgaste y se disuelven o transportan por medio de la saliva hacia el intestino, en donde sustancias como el poli(ácido acrílico) se pueden absorber y distribuir por el cuerpo. Algunas de estas sustancias pueden ser tóxicas para el tejido pulpar y para las membranas mucosas circundantes. Los polímeros, especialmente los entrecruzados, no son tóxicos pero sus efectos mutagénicos y alergénicos aún se desconocen.¹⁰

3.2 POLIMERIZACIÓN

La polimerización es el proceso por el cual se unen pequeñas moléculas para crear moléculas gigantes.⁵ La polimerización puede ser iniciada por medios físicos o químicos tales como el calor, la interacción de agentes químicos o la radiación. La polimerización puede darse por adición o por condensación.⁹

- **Polimerización por adición:** Corresponde al verdadero grupo de polímeros, verdaderas macromoléculas, de excelentes propiedades físicas con gran utilidad en odontología. El proceso de formación de cadenas se hace por adición o suma. En este proceso no existen los productos secundarios. En la química de los polímeros por adición se parte de los monómeros que poseen moléculas con grupos no saturados. Ante un monómero compuesto de miles de unidades estructurales independientes, se hace necesaria la presencia de un iniciador químico que sea previamente activado, ya sea por efecto físico (calor) o químico.⁷ Hay dos mecanismos de polimerización por adición; uno por producción de radicales libres y otro llamado de polimerización iónica.

>**Radicales libres.**- Es el tipo más frecuente de polimerización por adición, es el que se realiza por la inducción de un iniciador en la apertura de los dobles enlaces, creando valencias libres aptas para la unión entre sí de cada una de las unidades estructurales por adición o suma y la conformación de la cadena de polímero. Un ejemplo de estos mecanismos por adición son los polímeros: polimetacrilato de metilo, Bis-GMA, polihidroxietil-metacrilato (poli-HEMA), poliestireno, ácidos poliacrílicos, politetrafluoretileno (PTFE), siliconas por adición, etc.

>**Polimerización iónica.**- Pueden diferenciarse dos tipos: aniónica (polimerización iniciada por una base) y catiónica (polimerización iniciada por un ácido). Un ejemplo de polimerización catiónica son los poliéteres.^{7,8}

- **Polimerización por condensación:** Esta reacción corresponde a un grupo de polímeros que forman cadenas y productos secundarios colaterales como agua, alcoholes y halógenos, los cuales interfieren en el crecimiento de las cadenas.

La bakelita, los poliuretanos, el nylon, los materiales para impresión a base de siliconas y mercaptanos son ejemplos de polimerización por condensación, los cuales no logran la formulación de moléculas gigantes.

3.2.1 INICIADORES Y ACTIVADORES

La presencia de un iniciador capaz de producir la apertura de los dobles enlaces y generar así radicales, es indispensable en el fenómeno de la polimerización. Dentro de la química de las resinas sintéticas de aplicación en odontología, el iniciador más usado es el peróxido de benzoilo de estructura cíclica. Este peróxido de benzoilo, ante la presencia de calor (resinas termopolimerizables) o ante la presencia de un activador químico (resinas autopolimerizables), se rompe en dos radicales: benzoico y fenilico;

cada uno de estos con un radical o valencia excitante que induce la apertura de los dobles enlaces de las unidades estructurales del monómero para luego unirse entre sí y formar una cadena. Los activadores pueden ser físicos como el calor, o químicos, dentro de los cuales el más utilizado es el integrado por aminas terciarias como la dimetil-p-toluidina.⁷

3.2.2 ETAPAS DE LA POLIMERIZACIÓN

- **Iniciación:** Corresponde a la etapa de inducción en la cual se activa al iniciador ya sea por medio de energía química, física o radiación luminosa (ultravioleta o luz visible).⁶ Con el objeto de formar radicales libres (grupos químicos con electrones no compartidos) abriendo uniones no saturadas (dobles o triples de las moléculas de monómero). Los radicales libres se unen a otros radicales libres de las moléculas de monómero adyacentes y se produce encadenamiento.

A menudo se agregan inhibidores al monómero por activación química, se agrega una sustancia relativamente inestable, llamada iniciador, en concentración suficiente como para superar el efecto del inhibidor y afectar a las uniones no saturadas del monómero. Algunos inhibidores requieren la presencia de un activador.⁹

El proceso de polimerización no termina, generalmente por la presencia del monómero libre remanente y por la activación de otras cadenas.

La presencia de impurezas dentro del monómero ocasiona inhibición de la polimerización.

La hidroquinona se adiciona al monómero en cantidades bajas de 0.006 % en forma de metil-eter de hidroquinona. El oxígeno también actúa como inhibidor de la reacción y de la velocidad de polimerización, al reaccionar con radicales libres.⁷

- **Propagación:** El iniciador, llamado catalizador, se degrada formando radicales libres, los que a su vez, abren las uniones inestables del monómero de manera que se produce el segundo estadio, de propagación o de formación de cadenas.
- **Terminación:** La propagación continúa hasta el momento en que ya no se encuentren radicales libres, ya sea porque se han unido todos o porque no se dispone de uniones adyacentes (radicales libres). Es entonces cuando se alcanza el tercer estadio de terminación.

3.3 ADHESIÓN

Uno de los requisitos ideales que debe tener un material restaurador, ya sea para obturación o cementación, es el de poseer características adhesivas. Esta unión íntima que debe existir entre el tejido dentario y el material restaurador o cementante va a permitir que se conforme un solo cuerpo (adhesión), que no tendrá defectos en la interfaz y, por consiguiente, no permitirá la percolación o infiltración marginal, no existirá la posibilidad de irritación dentinopulpar por causa de fluidos o microorganismos que ingresen entre los espacios creados entre la restauración y tejido dentario y, finalmente, no existirá la posibilidad de presencia de caries recurrente.⁷

3.3.1 CONCEPTO

Adhesión: Unión íntima entre 2 superficies de diferente naturaleza por fuerzas interfaciales (como fuerzas de Van der Waals, enlaces interatómicos, etc.).

Sistema Adhesivo: Conjunto de materiales que sirven para realizar todos los pasos de la adhesión del material restaurador al diente, que son: preparación de la superficie del esmalte y dentina, adhesión química y/o micromecánica a esmalte y dentina y adhesión química al material restaurador.⁸

3.3.2 REQUISITOS DE UN SISTEMA ADHERENTE

- Capacidad reactiva al calcio y al colágeno para producir una adhesión química a los tejidos duros del diente.
- Tensión superficial adecuada (baja en un fluido) para que humecte la superficie y se produzca el fenómeno de capilaridad en las microretenciones.
- Baja viscosidad para que fluya en el interior de estas microretenciones.
- Hidrofilia, para que sea capaz de actuar en condiciones de humedad (fluido dentario y humedad bucal).
- Que sea capaz de experimentar una reacción de polimerización en presencia de O₂ y H₂O, con mínimos cambios dimensionales y en corto periodo de tiempo.
- Resistencia elevada para que no se produzca fractura cohesiva del material.
- Fuerza adhesiva elevada, debiéndose adquirir esta fuerza en el mínimo tiempo posible.
- Elasticidad y flexibilidad para que no se deforme permanentemente y absorba las tensiones que se producen sobre la restauración.
- Que sea insoluble a los fluidos orales y ácidoresistente.
- Bactericida y bacteriostático, para eliminar los gérmenes que hayan quedado tras la preparación.
- Anticariogénicos, mediante la liberación de flúor.
- Biocompatible.
- Fácil de manipular.⁸

3.3.3 MECANISMOS DE ADHESIÓN DE LOS SISTEMAS ADHESIVOS

Existen varios mecanismos para realizar la adhesión:

(a) Adhesión micromecánica: Corresponde a una unión íntima entre los diversos tipos de enlaces en donde se experimenta una reacción de atracción entre dos sustancias diferentes. Esta es por traba mecánica y consiste en tratar la superficie dentaria con diversos ácidos para conseguir microirregularidades donde se aplicará un adhesivo, que posteriormente fraguará quedando atrapado en dichas irregularidades evitando la separación de las partes que se unieron. Este sistema proporciona casi la totalidad de la resistencia adhesiva alcanzada.

Otros tipos de adhesión física o micromecánica es por el fenómeno de retención por compresión, por diferentes coeficientes de expansión térmica de los substratos o por el paralelismo de las paredes cavitarias.^{7,8}

(b) Mecanismo químico: Se consigue utilizando adhesivos con capacidad de reaccionar químicamente con el calcio del esmalte y de la dentina, y con el colágeno de la dentina, para producir con estas estructuras enlaces químicos, primarios o secundarios.⁸ Estos enlaces, de naturaleza química o electrostática, son de gran fuerza y se derivan de las fuerzas de valencia. Se reconocen tres clases de enlaces interatómicos: enlace iónico, enlace covalente y enlace metálico. Dentro de los enlaces secundarios se encuentran enlaces intermoleculares o fuerzas de Van der Waals; éstas se derivan de fuerzas intermoleculares que comprenden: interacción de dipolos moleculares, interacción de dipolos inducidos y puentes de hidrógeno.⁷

3.3.4 FACTORES NECESARIOS PARA LOGRAR ADHESIÓN

Los factores que deben considerarse para promover la adhesión son la superficie en la cual se va a efectuar la adhesión, es decir la superficie adherente, y los factores que afectan al tipo de adhesivo que se va a utilizar.

• FACTORES REQUERIDOS EN LA SUPERFICIE ADHERENTE

- Energía superficial alta: La energía superficial del cuerpo debe de ser alta. Al considerar un cuerpo conformado por átomos, los cuales están equilibrados internamente, unos con otros, los átomos superficiales estarán parcialmente equilibrados, pues en su superficie están aflorando sin compensación, produciendo así un campo de energía. El substrato dentario tratado con ácido grabador incrementa el grado de actividad química y eléctrica de su superficie aumentando notablemente su humectabilidad para interactuar con la resina en el proceso de adhesión.
- Composición homogénea: Los cuerpos con estructura molecular homogénea, de ser posible con el menor número de elementos, permiten una mejor reacción adhesiva.
- Superficies lisas y tersas: Que permitan la aproximación de otra superficie, son más aptas para la adhesión. Esta distancia interfacial no debe ser mayor de 2 angstroms (1×10^{-8} cm). $A = 1 \times 10^{-8}$ cm.
- La superficie adherente debe estar libre de impurezas y de excesiva humedad.⁷

3.3.5 ADHESIÓN A ESTRUCTURAS DENTALES

La adhesión de los materiales a las estructuras dentales es un tema relevante en odontología debido a que la constante y rápida introducción de nuevos materiales de adhesión constituye un problema para evaluarlos y hacer una selección clínica de un producto específico.

Actualmente la adhesión de materiales de restauración a esmalte utilizando la técnica de grabado ácido, se acepta abiertamente en la profesión. Por el contrario, esta afirmación no se puede aceptar para dentina y cemento radicular, principalmente debido a las estructuras variables y complejas de estos tejidos.¹¹

- **ESMALTE:** El esmalte dentario presenta una composición bastante homogénea, razón por la cual es mucho más favorable lograr la adhesión. La hidroxiapatita corresponde casi al 96-97% de la composición adamantina, por consiguiente es altamente mineralizado.
- **DENTINA:** La dentina es un tejido orgánico y vital con un contenido orgánico del 19 a 21% en peso más que el esmalte; contiene además una proporción considerable de fibras colágenas que constituyen el 18 % del peso total de la dentina con un 0.9 % de ácido cítrico y 0.2 % de proteína insoluble, mucopolisacáridos y lípidos.
- **CEMENTO:** El cemento radicular recubre la raíz del diente, iniciándose en su parte cervical. Posee alrededor de 45-50% de sustancias inorgánicas y el 50% restante de material orgánico y agua.⁷

3.3.6 EFECTO PRODUCIDO DE LOS AGENTES ACONDICIONADORES ÁCIDOS SOBRE EL ESMALTE DENTARIO

Cuando un diente hace erupción, la superficie del esmalte posee una cutícula (Nasmyth) que con el tiempo desaparece por la abrasión propia de la masticación. La nueva superficie del esmalte se ve seguidamente recubierta por una película constituida por saliva y proteínas que eventualmente puede ser permanente en caso de mala higiene oral, es decir la presencia de placa dentobacteriana, la presencia de ésta película hace que la superficie del esmalte sea poco reactiva y de baja energía, por consiguiente poco apta para la adhesión. Por lo que se recomienda hacer una profilaxis eliminando dicha película con una pasta libre de saborizante y de flúor.¹²

En 1955 Michael Buonocuore descubrió que se podía aumentar la adhesión entre el esmalte humano y la resina acrílica mediante la exposición del diente a una solución ácida moderada antes de aplicar la resina a la superficie adamantina. Inicialmente Buonocuore utilizó ácido fosfórico al 85%, sin embargo posteriormente Silverstone, Gwinnett y el mismo Buonocuore llegan a la conclusión que las altas concentraciones de ácido (mayores del 40%) están relacionadas con la inversa formación de microporos. Esto es debido a que se presenta una gran disolución superficial, con abundante formación de fosfatos de Ca, producto de la reacción de ác. Fosfórico y la hidroxiapatita de calcio $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Estos fosfatos contaminan y cierran los microporos recién formados.^{7,8}

Tampoco son deseables las concentraciones de menos del 30%, pues el precipitado formado por el ácido fosfórico es insoluble al agua, y por lo tanto permanecer como contaminante aun después de un vigoroso lavado con agua.

Silverstone et.al., clasifican el efecto grabado ácido en 3 patrones:

- I. El efecto desmineralizante de remoción de sales de Ca, se efectúa solo en el centro de cada prisma.
- II. El efecto ácido tiene predilección en los contornos del prisma adamantino.
- III. Efecto combinado de los dos descritos.⁷

Los principales efectos de los agentes acondicionadores ácidos sobre el esmalte son:

- Efecto limpiador, remoción de películas y agentes contaminantes.
- Aumento de la superficie reactiva de contacto por formación de microporos hasta de 30 micrones) por el ataque del ácido a la hidroxiapatita, Formando fosfatos de calcio, que al ser removidos proporcionarán anclaje mecánico.
- Promueve la formación de una capa superficial altamente reactiva de naturaleza polar.

Todos estos efectos permiten la posibilidad de lograr una efectiva unión de tipo adhesivo entre el substrato dentario del esmalte y los adhesivos de tipo polimérico.⁸

Es importante recordar que el esmalte que haya sido tratado anteriormente con aplicaciones tópicas de flúor, o enjuagues de flúor, manifiestan una gran insolubilidad, y por consiguiente, alta resistencia al ataque ácido. En estos casos se hace necesario aumentar el tiempo de exposición al grabado. Otra causa de aumentar este tiempo es la presencia de esmalte aprismático.

Generalmente el agente acondicionador suele ser el ácido ortofosfórico al 37 %, al cual se le añade sílice como espesante, sin embargo se han intentado aplicar otros ácidos tales como el ácido etileno diamino tetra acético (EDTA), ácido cítrico, ácido fórmico y maleico.^{7,8,12}

3.3.7 EFECTO PRODUCIDO POR LOS AGENTES ACONDICIONADORES ÁCIDOS SOBRE DENTINA

Existe gran controversia sobre si es o no favorable el grabado ácido de la dentina, argumentándose que si bien los agentes ácidos actúan como limpiadores de la dentina, removiendo las partículas contaminantes, producto de la preparación cavitaria, atacan al túbulo dentinal ampliando su luz, permitiendo un fácil y rápido paso hacia la pulpa con consecuencias indeseables.

Sin embargo, para alcanzar una buena adhesión en dentina se requiere del grabado de ésta y del uso de una resina hidrofílica capaz de infiltrarse en las fibras de colágeno hidratadas y desmineralizadas. El grabado con ácido ortofosfórico es usado para incrementar la exposición y permeabilidad de la dentina peritubular e intertubular como resultado de la eliminación de la capa de lodo dentinario. El grabado abre y amplía los

orificios de los túbulos dentinarios y desmineraliza la dentina intratubular hasta una profundidad de 7 μm .¹³

3.3.8. PROPIEDADES DESEABLES DE UN ADHESIVO

- Tensión superficial baja.
- Ángulo de contacto bajo cercano a cero.
- Capilaridad.

Si se logra la adhesión, las dos superficies se verán atraídas en su interfaz. Esta condición se efectúa sin tomar en cuenta las fases presentes: sólida, líquida o gaseosa.

La baja tensión superficial de un fluido va a permitir que éste se esparza fácilmente sobre la superficie de otro cuerpo, mojándolo (capacidad de humectación) y adosándose a él con un ángulo de contacto cercano a cero. Entre menor sea el ángulo de contacto, mejor será la capacidad de humectación y por consiguiente la capacidad de adhesión.⁷

3.3.9 GENERACIONES DE SISTEMAS ADHESIVOS

- **PRIMERA GENERACIÓN:** A principios de los 60 se introdujo un compuesto llamado NPG-GMA (N-fenilglicina glicidil metacrilato) que sirvió como base para los productos Cervident y Cosmobond. La fuerza de unión era muy pobre por la humedad de la dentina que rechazaba más que atraer al adhesivo, y que además eran más viscosos.
- **SEGUNDA GENERACIÓN:** Se basó en compuestos órganofosforados que lograban adhesión química a la dentina a través de uniones iónicas entre los grupos fosfato de su molécula, cargados negativamente, y los iones calcio de la estructura dental. Su fuerza de unión era insuficiente para evitar la microfiltración marginal; además las uniones logradas se debilitaban a través del tiempo, debido a un proceso de hidrólisis. Algunos ejemplos de esta generación fueron Scotchbond, Bondlite y Universal Bond.
- **TERCERA GENERACIÓN:** Estos productos contienen resinas hidrofílicas. Tienen buena fuerza de unión en dentina, pero no tan alta como los de la siguiente generación.
- **CUARTA GENERACIÓN:** Se presentan en forma de dos líquidos, uno para dentina llamado Adhesivo o acondicionador dentinario y otro para el esmalte llamado Bond o Resina líquida. Como se manipula aplicando una capa de cada material, se le conoce sistema adhesivo de dos pasos. Son compuestos que se adhieren a superficies húmedas, ofrecen adhesión a substratos múltiples porque una vez adherido al esmalte y dentina, proporcionan una superficie resinosa que es apropiada para unirse a resinas de obturación, amalgama o polímeros componentes de los "cementos de resina" son resinas de mínima viscosidad y la mayoría se aplican sobre imprimadores (primers) moléculas bifuncionales que tienen grupos químicos metacrilatos que son similares a las resinas acrílicas y, en otro lado grupos afines a las superficies dentarias (calcio, aminoácidos de la dentina, agua). Son resinas disueltas en acetona, etanol u otros solventes que disminuyen la viscosidad y

permiten mayor humectación sobre los sustratos. Se caracterizan también por la formación de una capa híbrida.^{12,14}

Los acondicionadores dentinarios utilizan diversos ácidos que actúan de forma diferente:

- **Modificando el barrillo dentinario:** disolución parcial del barrillo dentinario para que se haga permeable a la resina. Se impregna el barrillo dentinario con resina e incluso se polimeriza. En estos casos no debe lavarse la dentina después del acondicionador dentro de estos se encuentran el ácido maléico y el dimetacrilato fosforado.
- **Eliminando barrillo dentinario:** Consiste en la disolución del barrillo dentinario por el ácido y su posterior eliminación total mediante el lavado con agua. Dentro de estos tenemos EDTA, ácido nítrico y ácido ortofosfórico.
- **Creando la capa híbrida:** Modifican la capa superficial de la dentina intertubular y peritubular, de manera que al colocarse el adhesivo se produce una imbricación de estas dos estructuras, dando lugar a la capa híbrida gracias a que el ácido descalcifica la dentina conservando intactas las fibras colágenas de la misma, dejando en la superficie una especie de microporos donde se introducirá la resina.⁸
- **QUINTA GENERACIÓN:** Estos sistemas el adhesivo dentinario y bond vienen en un solo recipiente y se aplican a la vez en varias capas. Se conoce como sistema de un solo paso. Son igual de eficaces que el sistema de dos pasos. Algunos sistemas tienen incorporado un sistema desinfectante.
- **SEXTA GENERACIÓN:** Recientemente apareció un sistema en el que debido a la acidez de sus componentes produce un autograbado. Necesita de investigaciones pues parece no ser muy confiable todavía.^{12,14}

3.4 RESINAS COMPUESTAS

3.4.1 GENERALIDADES

Debido a la demanda de los pacientes, las amalgamas dentales han sido sustituidas, en cierta medida, por materiales estéticos como las resinas compuestas; tratando de que dichos materiales proporcionen una restauración con excelentes propiedades estéticas, físicas, químicas, mecánicas, biológicas, además de una fácil manipulación y pulido.¹⁵

3.4.2 APLICACIONES

En un principio las resinas compuestas fueron utilizadas para restauraciones plásticas estéticas, sin embargo existen muchas otras aplicaciones como:

- Resinas compuestas para restauraciones directas (obturaciones de clases I, II, III, IV).
- Resinas compuestas para restauraciones indirectas (carillas e incrustaciones).
- Selladores de surcos y fisuras.
- Agentes para cementación.
- Dientes artificiales.
- Recubrimiento de superficies metálicas.⁸

3.4.3 COMPOSICIÓN

Las resinas compuestas son un material constituido por la mezcla de dos constituyentes, uno formado por mezclas de polímeros orgánicos conocido como matriz y otro repartido por la masa de esta matriz, denominado relleno constituido por partículas inorgánicas de diferentes tamaños. Además también contienen en su composición un material llamado agente acoplante, de unión o de enlace, así como otras sustancias que ponen en marcha la reacción de polimerización, los colorantes o pigmentos, los conservadores, los inhibidores de la polimerización, etc.

- **MATRIZ ORGÁNICA:** Se trata de moléculas complejas que, en forma de monómeros y oligómeros, formarán macromoléculas. Estas moléculas están basadas estructuralmente en la combinación de determinados grupos químicos como los acrilatos y diacrilatos epoxi u oxitrano, fenoles, etc.

A finales de los años 50, Bowen hizo reaccionar un bisfenol A con dos moléculas de glicidil-metacrilato (Bis-GMA) para obtener Bisfenol-A-Glicidil-metacrilato. Esta es una molécula difuncional ya que por ambos extremos se encuentran los dobles enlaces de los grupos metacrilato, lo que permite el crecimiento tridimensional de las macromoléculas durante la polimerización. El peso molecular del Bis-GMA es mayor de 500, en comparación al del metacrilato de metilo que es de 100. Cabe mencionar que en épocas pasadas el metacrilato de metilo se utilizaba como material de obturación y que fracasó por el gran porcentaje de contracción de polimerización debido a su bajo peso molecular.

El grupo fenólico le confiere a la molécula Bis-GMA rigidez y resistencia mecánica. Los grupos hidroxilo favorecen la formación de uniones secundarias en forma de puentes de hidrógeno. A esta molécula (monómero), por ser muy viscosa debido a su relativo alto peso molecular, se le suelen agregar otras de menor peso molecular con el fin de obtener copolímeros que disminuyen la viscosidad.

Estos monómeros de menor peso molecular son: BIS-MA (bisfenol metacrilato), EGDMA etilen-glicol-dimetacrilato), TEGMA (trietilen-glicol-metacrilato), MMA (metil-metacrilato), etc. Otras matrices tienen como base el monómero UDMA (uretano- dimetacrilato). Las matrices más usadas son GMA o UDMA junto con otros monómeros que disminuyen la viscosidad.

- **RELLENO INORGÁNICO:** Los trabajos iniciales para mejorar las propiedades de las resinas consistieron en agregar cargas o rellenos. En 1996, los rellenos son introducidos a la reciente resina obtenida por Bowen. Estos primeros rellenos fueron obtenidos a base de fibras y cementos de vidrio finamente molidos, así como fosfato de calcio fundido y sílice fundido, todos reducidos a finas partículas. Inicialmente, el cuarzo tuvo importancia, decayendo su uso por su alto coeficiente de expansión térmica que producía percolación marginal y recidiva de caries. Otros problemas que presenta son su radiolucidez y una excesiva dureza que dificulta un buen pulido final.

En la actualidad, se intenta que los rellenos tengan coeficientes de expansión térmica, radiolucidez y pulido adecuados. Entre los más utilizados están silicatos de aluminio y bario, silicatos de aluminio y litio, vidrios de sílice con bario o estroncio, cuarzo, sílice coloidal, sílice pirogénica, zirconio, fluoruro de yterbio, etc.

Existen dos problemas fundamentales del relleno para su incorporación en las resinas compuestas: el tamaño de sus partículas y el porcentaje en que se pueden incorporar, unas veces dado en peso y otras en volumen.

- **INTERFAZ MATRIZ-RELLENO: AGENTES DE UNIÓN O AGENTES ACOPLANTES**

Es importante que la matriz y el relleno estén estrecha y firmemente unidos, lo que se lleva a cabo por dos procedimientos.

- **Unión mecánica:** Se consigue con relleno que tenga superficie irregular de tal forma que la matriz durante la polimerización se introduzca dentro de las anfractuosidades o porosidades de la superficie del relleno, formando una buena unión mecánica.
- **Unión química:** Entre la matriz y el relleno se trata de intercalar algún compuesto químico que adhiera ambos componentes. Como la naturaleza química de los constituyentes es muy diferente (matriz orgánica y relleno inorgánico) se recurre a una molécula bifuncional: esto es, una molécula que por un extremo sea "compatible" con la porción orgánica y, por el otro, con la porción inorgánica. Los agentes más usados son los silanos. El más representativo es el gamma-metacril-oxipropil-trimetoxisilano.

➤ OTROS COMPONENTES

Incluyen activadores e iniciadores de las reacciones de polimerización de la matriz, inhibidores, colorantes o pigmentos, conservadores, etc.⁸

3.4.4 CLASIFICACIÓN DE ACUERDO AL TAMAÑO DE LOS RELLENOS

➤ **Macrorellenos:** Se considera a las partículas que miden entre 1 y 30 micras, el fabricante utiliza diferentes intervalos:

- 1 a 5 micras.
- 5 a 20 micras.
- 20 a 30 micras.

➤ **Microrrellenos (fracciones de micras).**

- Resinas compuestas de microrelleno homogéneo.
- Resinas compuestas que utilizan microrelleno aglomerado.
- Resinas compuestas que utilizan microrelleno condensado.
- Resinas compuestas constituidas por microrellenos heterogéneos. En este caso se utilizan gránulos grandes prepolimerizados, con su correspondiente relleno, posteriormente triturados.

➤ **Híbridos:** Formados por dos o más intervalos de tamaño de partículas. Así, pueden distinguirse muy diferentes composiciones y tipos de fabricaciones:

- Resinas compuestas por combinación de partículas de macrorelleno, partículas de microrelleno y partículas prepolimerizadas.
- Macrorelleno (5-30 micras) + microrelleno (0.04 micras).
- Pequeñas (1 – 5 micras) + microrelleno (0.04 micras).
- Minirelleno (1+/-0.2 micras) + microrelleno (0.04 micras).
- Pesadas, también conocidas como *heavy*. Son resinas formadas mediante la compresión de las resinas de algunos de los grupos anteriores alcanzando más de 80% en volumen.⁸

3.4.5 CLASIFICACIÓN SEGÚN LA NATURALEZA DEL RELLENO.

- Cuarzo.- Aporta dureza y rigidez.
- Compuestos de bario.- Aumentan la radiopacidad.
- Sílice pirogénica.- Base de las resinas compuestas de microrelleno.
- Silicatos de aluminio.- Confiere resistencia a la mayoría de las resinas compuestas actuales.
- Estroncio.- Contribuye a aumentar la radiopacidad.
- Zirconio.- Con el de síntesis y mediante trituración, se obtienen partículas con tamaño de hasta 0.001 micras.
- Yterbio.- En forma de tetrafluoruro de yterbio, persigue una acción anticariogénica.⁸

3.4.6 REACCIONES DE POLIMERIZACIÓN

En general las resinas compuestas pueden ser termopolimerizables (para laboratorio o procedimientos de fabricación), quimiopolimerizables (autopolimerizables) y fotopolimerizables, ya sea por luz ultravioleta, las más antiguas, o bien por luz visible también llamada luz azul o halógena las más actuales.

Los sistemas de activación-iniciación pueden variar. Para las quimiopolimerizables se utiliza peróxido de benzoilo y una pequeña cantidad de una amina terciaria aromática (alrededor del 2%). En el caso de las fotopolimerizables por luz ultravioleta (longitud de onda de 365 nm) se emplea un éter alquílico de la benzoína (alrededor de 0.1%).

Para las resinas fotopolimerizables por luz visible o halógena (longitud de onda entre 425 - 450 nm) se utiliza cánforoquinona (0.06%) y una amina terciaria (también a muy baja concentración). En el caso de las termopolimerizables se usa el peróxido de benzoilo más la aplicación de una moderada cantidad de calor.⁸

La profundidad de curado de los materiales fotopolimerizables depende de la intensidad de radiación y del tiempo de exposición en un contexto logarítmico.

Debido a que la resina es más transparente a la radiación visible y que las lámparas de luz visible son más intensas, los materiales fotopolimerizables con luz visible tienen profundidad de polimerización de 3 a 6 mm. Debido al amplio periodo de vida de los radicales en crecimiento formados durante la polimerización, las resinas auto y foto continúan polimerizando después de su inicio.

La reacción de los materiales dimetacrílicos no llega a su fin debido al incremento rápido de la rigidez del material y a la consecuente reducción en la proporción de difusión de las especies reaccionantes durante las fases iniciales de la polimerización por lo tanto, un porcentaje significativo de grupos metacrilato (entre 25 y 60%) en las resinas autopolimerizables se queda sin reaccionar.¹⁰

3.4.7 CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN

Cuando fueron descritas las primeras resinas compuestas a base de BIS-GMA, se encontró una gran diferencia en la contracción de polimerización en comparación con las resinas acrílicas. La molécula del monómero de polimetacrilato de metilo es relativamente pequeña (PM = 100) y su cadena principal contiene sólo dos átomos de carbono, lo que produce una contracción de polimerización muy grande. En el caso de Bis-GMA, el peso molecular es mucho mayor (algo más de 500) y la cadena principal tiene muchos más átomos de carbono. Ésta molécula mucho más larga va a determinar una contracción de polimerización menor y, además, al haber menor cantidad de resina por unidad de volumen, por la presencia del relleno inorgánico, el polímero resultante presentará una menor contracción de polimerización.

En las resinas fotopolimerizables la contracción parece dirigirse hacia la zona donde está aplicada la luz.⁸

Existen problemas en cuanto a la contracción de polimerización y, por lo tanto, una adhesión subsecuente inadecuada a las paredes de la cavidad, lo cual conlleva a una microfiltración y a respuestas pulpares no deseadas.¹⁶

Las fallas más frecuentemente registradas asociadas con todas las restauraciones de resina, es la presencia de caries secundaria alrededor de los márgenes, restauraciones fracturadas y pérdida de rellenos. Un estudio clínico, también reportó un alto índice de falla en restauraciones con resina compuesta en dientes temporales anteriores. La falla observada fue la fractura marginal de las restauraciones y variación en el color.¹⁶

Con el objetivo de asegurar el tiempo de estabilidad y durabilidad del material en la cavidad dentaria, el cambio dimensional en los materiales restauradores es un punto a evaluar muy importante. Las resinas compuestas sufren una contracción que oscila entre 2.9 % (± 0.3) en 60 segundos y 5.7% (± 0.2) al cabo de una hora, lo cual se atribuye como la mayor desventaja de estos materiales.¹⁵

3.4.8 PROPIEDADES GENERALES

- **DUREZA:** Phillips encontró una dureza Knoop de 15 para un acrílico sin relleno, entre 25 y 30 para una resina compuesta de microrelleno y entre 50 y 60 para las resinas compuestas de partícula pequeña e híbridas.⁸
- **RESISTENCIA AL DESGASTE:** La resistencia al desgaste está en íntima relación con la naturaleza del relleno, el tamaño del mismo y la presencia de agentes acoplantes. Recientemente se ha observado que la proporción clínica de desgaste se reduce cuando el grado de conversión de la insaturación se incrementa.

El desgaste clínico es un proceso complejo que se presenta debido a una pérdida de matriz polimérica seguido de una descarga de partículas de relleno. La disolución química de la matriz de resina, así como de las fracturas, son causadas por una falla en la interfaz resina-relleno.

La degradación mecánica (física) está acompañada de una degradación química y biológica. La degradación química está causada por cambios de pH de la cavidad bucal y de procesos de oxidación y de fermentación en los que se produce ácido láctico. Muchos materiales son susceptibles a la biodegradación causada por microorganismos como bacterias y hongos.^{8,17}

- **RESISTENCIA MECÁNICA:** Se han recomendado las resinas de microrelleno para aquellas situaciones clínicas donde la resistencia ocupa un lugar secundario (restauraciones en dientes anteriores). Por el contrario, las resinas con macrorelleno son recomendadas para molares por tener más resistencia. La tendencia actual es utilizar rellenos constituidos por mezclas de la más variada naturaleza, en cuanto a tamaño y forma de partículas, con el fin de ofrecer un único tipo de material que sirva tanto para restauraciones posteriores (resistencia) como para anteriores.
- **COEFICIENTE DE EXPANSIÓN TÉRMICA:** Un alto coeficiente de expansión térmica tiene repercusiones negativas en la filtración marginal; el problema es complejo puesto que los cambios dimensionales durante las variaciones térmicas

participan en ello. El coeficiente de expansión térmica puede oscilar entre $20-60 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$.⁸

- **PROPIEDADES ÓPTICAS Y ESTÉTICAS:** Actualmente la tecnología de fabricación de resinas compuestas ofrece, desde el punto de vista cosmético-estético, la más amplia gama de posibilidades para restauraciones clínicas.
- **PULIDO SUPERFICIAL:** El terminado de cualquier material que se coloque dentro de la cavidad oral debe ser lo más liso y terso posible, para que no se presenten los fenómenos de bioadhesión (placa, gérmenes, depósitos y pigmentaciones de diversas naturaleza, etc).
- **ESTABILIDAD DEL COLOR:** En realidad hay muy buenos resultados en cuanto a estabilidad del color; sin embargo, el problema en zonas estéticamente críticas está ligado a la reactividad de las aminas terciarias utilizadas en los sistemas de polimerización, y disminuyendo en los sistemas fotopolimerizables. Además, la decoloración por oxidación de los grupos metacrilato sin reaccionar también se considera importante y se han observado cambios en la opacidad del material después del envejecimiento térmico o fotoquímico, lo cual puede asociarse con el desprendimiento de la interfaz resina-relleno. Sin embargo, al exponer materiales fotopolimerizables a la luz del día, éstos atraviesan por un cambio de color rápido, el cual puede ser causado por el blanqueamiento del fotoiniciador residual.^{8,10}
- **SORCIÓN ACUOSA:** Las resinas compuestas absorben una muy pequeña cantidad de agua como consecuencia de la parte orgánica, debido a que la molécula Bis-GMA, aunque es hidrofóbica, presenta algunos radicales hidrofílicos. El relleno inorgánico participa en una cantidad mínima. A primera vista el fenómeno es el de contrarrestar en cierta medida, la contracción de polimerización.
- **RADIOOPACIDAD:** El aumento de radiopacidad en las resinas compuestas, es una desventaja con respecto a los materiales precedentes utilizados. Esta propiedad se debe a la presencia de rellenos inorgánicos (estroncio, compuestos de bario, etc).
- **ADHESIÓN A TEJIDOS DENTARIOS:** Las resinas no presentan una unión clínica efectiva con esmalte o dentina sin el tratamiento previo de la superficie. Para el esmalte, el tratamiento más exitoso para lograr la adhesión es el grabado ácido con ácido fosfórico al 37%, el cual disuelve los centros de los prismas del esmalte o las estructuras prismáticas periféricas, produciendo alta energía superficial y una superficie irregular. Cuando la resina compuesta se coloca y polimeriza contra esta superficie, se forman fragmentos de polímero, lo cual proporciona un cierre mecánico con la sustancia dentaria.¹⁰

En cuanto a la adhesión a dentina, los avances con respecto a los agentes de unión para acondicionarla y producir una retención adecuada de las resinas compuestas han sido considerables.

Para producir una adaptación marginal aceptable entre la dentina y el diente permanente, es necesario un valor de fuerza adhesiva de 17 MPa, para compensar la tensión producida por la contracción de polimerización de la resina compuesta.

Se ha hipotetizado que para la adhesión adecuada en la dentina, el agente de unión debe de fluir y penetrar en subsuperficie, desmineralizar la dentina y polimerizar, creando una capa híbrida de dentina reforzada con resina. Esta capa híbrida une el substrato dentinario con el material restaurador.¹⁷

Barceló et al., registran valores con variaciones entre 32.3 y 16.4 MPa para valores mayores de adhesión a esmalte, que contrastan con los valores en dentina, que van de 24.3 a 12.3 MPa; e inclusive registran valores que caen hasta 6.1 MPa para esmalte y 5.8 MPa para dentina. Estos investigadores concluyen que los valores de adhesión pueden diferir por variables no controladas en los materiales y métodos.

Además, los mecanismos de adhesión a esmalte y dentina son diferentes en cuanto a las variaciones de los componentes inorgánicos, orgánicos y humedad de éstos, así como también a las diferencias en la química y manejo de los sistemas adhesivos y a las condiciones de los substratos sobre los cuales se van a usar.¹⁸

- **BIOCOMPATIBILIDAD DE LAS RESINAS COMPUESTAS:** En cuanto al complejo dentinopulpar, se han encontrado valoraciones que van desde ninguna respuesta a una respuesta leve y moderada. La presencia de una reacción levemente exotérmica, se debe al sistema de fotopolimerización.⁸
- **DESVENTAJAS:** Las fallas más frecuentemente registradas asociadas a restauraciones con resina compuesta es la presencia de caries secundaria alrededor de los márgenes, restauraciones fracturadas y pérdida del relleno lo que conlleva a la pigmentación de la restauración.

3.5 IONÓMERO DE VIDRIO

3.5.1 GENERALIDADES

Los cementos de ionómero de vidrio (CIV), resultan de la combinación de una solución acuosa que contiene homopolímeros o copolímeros de ácidos polialquenoicos o policarboxílicos y de un silicato doble de aluminio y de calcio con flúor. También se conocen como cementos de polialquenoato de vidrio.

Los CIV comienzan su desarrollo a finales de los 60 y principios de los 70, en un intento de aprovechar las propiedades del polvo de los antiguos cementos de silicato y las del líquido de policarboxilato, para mejorar el comportamiento de los cementos existentes en aquel momento.⁸

3.5.2 CLASIFICACION

Según la norma no. 96 de la ADA, los ionómeros de vidrio se clasifican de la siguiente manera:

- Ionómero de vidrio para cementación.
- Ionómero de vidrio para bases y forros cavitarios.
- Ionómero de vidrio para restauración.

3.5.3 COMPOSICIÓN

- **POLVO:** Los constituyentes básicos del polvo son: sílice, alúmina y fluoruro cálcico o fluorita. Otros componentes son: fosfato de aluminio, fluoruro de aluminio, fluoruro de sodio, etc. La cantidad de flúor en peso final es de aproximadamente 20%. También se incorporan pequeñas cantidades de estroncio, bario, lantano, plata, óxido de zinc, óxido de zirconio, etc., los cuales confieren radiopacidad a estos materiales.

Con la finalidad de mejorar las propiedades mecánicas, otros CIV se asocian y mezclan a metales como plata, aleación para amalgama de plata, oro, platino o paladio; son conocidos como mixuras. En el caso de los cermets, se fusiona el polvo a partículas metálicas. La incorporación de resinas a estos cementos pretende aumentar la resistencia y disminuir la solubilidad de los CIV.

El tamaño de las partículas de polvo oscila entre 13 y 19 micras en los ionómeros para cementado con el fin de conseguir espesores pequeños de película, y hasta 20-50 micras en los de restauración, con lo que se consigue mayor estética.

- **LÍQUIDO:** Los componentes del líquido de los CIV son tres: poliácido, agua y algún acelerador como el ácido tartárico.

- **Poliácidos:** Integrados por homopolímeros o copolímeros de ácidos mono-bi, o tricarbónicos insaturados. Los tres ácidos más importantes son: el acrílico, el maléico y el itacónico.
- **Agua:** constituye el medio de la reacción. Forma parte de la mezcla con el vidrio en una proporción de 50-60%. En general, una reducción en la cantidad de agua produce un material más débil y un retardo de la reacción de fraguado. Así pues, una proporción correcta es fundamental para el buen comportamiento del cemento.
- **Aceleradores:** suele tratarse de ácido tartárico. Actúa como un acelerador del endurecimiento ya que facilita la extracción de los iones de las partículas de polvo.⁸

3.5.4 FRAGUADO

Consiste en una reacción ácido-base entre los ácidos polialquenoicos del líquido (ácido) y las partículas del vidrio flúoraluminosilicato del polvo (base) que genera una sal y agua. La reacción comienza cuando los protones provenientes de los ácidos poliacrílico, itacónico y tartárico atacan la superficie de las partículas de vidrio liberándose cationes e iones de flúor.

Estos iones reaccionan con los polianiones para formar una matriz de sales gelificada. Los iones de calcio se liberan en las fases iniciales de la reacción y en fases más tardías y, de forma más lenta, los iones de aluminio.

Así, el fraguado tiene lugar en dos fases. La primera de estas reacciones es el endurecimiento de la matriz (gel de las polisales) que confiere al material la apariencia de fraguado completo. En la segunda fase, tiene lugar la reacción del poliacrilato de aluminio y calcio, quedando unidas las partículas de relleno y la matriz. Esta segunda fase comienza después de 5 a 30 minutos y termina casi completamente a las 24 horas, aunque persiste durante semanas e incluso meses. En esta reacción, el agua sirve de medio a través del cual tiene lugar el transporte de iones. Por lo tanto, en medios no acuosos la reacción de los CIV no es apreciable.

La reacción del fraguado tiene un ligerísimo carácter exotérmico, por lo que se produce una pequeña contracción de fraguado que puede ser compensada por la expansión higroscópica que se da en estos cementos.

El cemento fraguado consta de un aglomerado de partículas de polvo sin reaccionar, rodeadas de un gel de sílice que se mantienen unidas en una matriz amorfa de calcio hidratado y polisales de aluminio. Aproximadamente el 24% de la composición es agua.⁸

3.5.5 FRAGUADO DE LOS CVI FOTOPOLIMERIZABLES

Estos cementos deben contener algún tipo de resina responsable de la fotopolimerización. La reacción de fraguado se realiza del mismo modo que en los CIV

convencionales, pero en el seno de un bloque del material que ha endurecido previamente por la fotopolimerización rápida de la resina.

Es decir, cuando se mezclan el polvo y el líquido, comienza rápidamente una reacción convencional tipo ácido-base, entre las cadenas de ácidos policarboxílicos y los iones metálicos del cristal, como en cualquier otro CIV. Cuando se aplica la luz visible sobre la mezcla, ocurre una reacción de endurecimiento inmediata. Por lo tanto, son dos reacciones independientes una de la otra, pero el endurecimiento rápido de la resina conlleva a la protección del CIV durante su fase crítica de fraguado de las alteraciones provocadas por posibles desequilibrios hídricos (presencia de un tercer sistema Redox).

Según el fabricante de los CIV monocomponentes o compómeros, el agua necesaria para la reacción del fraguado de estos cementos la toman del medio (fluido dentario y humedad bucal).⁸

3.5.6 PROPIEDADES GENERALES DE LOS CIV

- **PROPIEDADES MECÁNICAS:** Las propiedades mecánicas tales como la resistencia a la compresión, a la tracción y la dureza son algo menores que las del cemento de silicato, la amalgama y las resinas compuestas. Con respecto al fosfato de zinc, se observa una mayor resistencia a fuerzas diametrales y de compresión de los CIV.

Fue la poca resistencia a la abrasión o desgaste, un factor principal que llevó a la incorporación de otras sustancias (resinas y metales) con el fin de aumentar sus valores. Los ionómeros de vidrio reforzados con metal, ofrecen una mayor resistencia a la compresión y tracción que los no reforzados, pero sobre todo en el caso de las mixuras donde las partículas de metal no quedan unidas perfectamente a la matriz, la capacidad de desgaste del material es importante. De tal manera que la capacidad de pulido y resistencia al desgaste de estos CIV es menor a la de los CIV convencionales. A los 30 minutos de su aplicación, los cermets consiguen valores de resistencia a la compresión similares a la amalgama.

Pero los valores de la resistencia a la tracción son un tercio de los de este mismo material.

Los CIV reforzados con metales son una buena alternativa de material de obturación en dientes temporales. Ya que son materiales con buen comportamiento mecánico, como refuerzo de cúspides en grandes destrucciones dentarias y muñones de pilares protésicos. Además de ser un material viable para utilizar en niños difíciles, debido a que el tiempo requerido para la obturación es mínimo.

- **ADHESIÓN A TEJIDOS DENTARIOS:** Todos los CIV se adhieren a esmalte y dentina. La adhesión se efectúa al reaccionar los grupos carboxilo de los ácidos policarboxílicos con el calcio de la estructura dental y tal vez, con el colágeno de la dentina. Para que la unión sea efectiva, es necesario que exista un contacto íntimo entre la superficie del material y el tejido dentario, que la unión sea mayor en esmalte que en dentina y que se realice fundamentalmente a expensas de la hidroxiapatita.

Aún así, la capacidad adhesiva de los CIV está limitada por la capacidad de cohesión. Es decir, los fallos de unión y estabilidad de estos materiales se deben frecuentemente a fracturas dentro de la misma masa del cemento, más que a las producidas en la interfaz cemento- tejido dentario.

Con base en esta buena unión entre los CIV y los tejidos dentarios es importante la disminución de la filtración marginal y el buen sellado de los tubulillos dentinarios que realizan estos cementos, en comparación con otros materiales.⁸

Los CIV son ampliamente utilizados en restauraciones para dientes primarios. Son sumamente aceptados por su adherencia química a la estructura dentinaria y esmalte, existe menor microfiltración que en resinas compuestas, tienen compatibilidad con los tejidos y presentan liberación de fluoruro.¹⁶

- **LIBERACIÓN DE FLÚOR:** A pesar de no conseguir un sellado totalmente perfecto con estos materiales, la importante y duradera liberación de flúor protege a los tejidos duros del diente, fundamentalmente al esmalte, tanto de su desmineralización como de la acción de los gérmenes de la placa adyacente.

Las propiedades anticariogénicas del flúor no se limitan a evitar la desmineralización dentaria, sino que también producen la remineralización de los tejidos dentarios. Parece formarse una capa de carbonatoapatita fluorada de alta resistencia y escasa solubilidad. Esta liberación de flúor es más importante en las primeras 24 horas y se alarga con el tiempo (incluso cerca de dos años). La cantidad y duración de la liberación es mayor que en los silicatos y otros materiales con flúor.

Esta acción es más pronunciada en los CIV sin plata que en los que la contienen. La liberación de flúor aumenta en casos de acidificación adyacente, lo que potencia el efecto protector frente a la caries.

- **PROPIEDADES TÉRMICAS:** Tienen un coeficiente de expansión térmica similar al de los tejidos dentarios, debido al efecto amortiguador del gel hidrosilíceo que forma parte de su estructura. Además son buenos aislantes térmicos.
- **SOLUBILIDAD:** La solubilidad en agua de los CIV sin resinas, es más alta que la de otros cementos; sin embargo en soluciones ácidas, los valores son más bajos que los de fosfato de zinc y del policarboxilato de zinc. Esta propiedad, cuyos valores son intermedios entre el silicato y las resinas compuestas, hoy en día no constituye un factor que contraindique su uso en el medio bucal en ninguno de los CIV existentes en el momento actual.
- **PROPIEDADES ÓPTICAS Y ESTÉTICAS:** Los materiales estéticos por excelencia son las resinas compuestas, las porcelanas y las vitrocerámicas. Sin embargo, en algunos casos, con los más modernos CIV pueden obtenerse buenos resultados. La capacidad estética de los CIV se debe fundamentalmente al color y a la translucidez. La translucidez está determinada por varios factores: el relleno (es decir la composición del polvo), el tiempo de fraguado (ya que la translucidez aumenta en el transcurso del mismo), el tamaño de las partículas de relleno y el índice de refracción de éstas y la matriz. Algunos autores señalan que el color en

los CIV es más estable que en las resinas compuestas, ya que las tinciones penetran en menor extensión.

Esta capacidad está directamente relacionada con un buen acabado y pulido, que aunque en los CIV actuales puede realizarse a los pocos momentos de la colocación, no es tan perfecto como en las resinas compuestas.¹⁹

- **BIOCOMPATIBILIDAD:** Todos los CIV actuales se consideran biocompatibles, en cultivos celulares aparece una débil reacción incluso menor, a la del óxido de zinc y eugenol.

La reacción inflamatoria en pulpas de mono se considera ligera; en cuanto a tejidos periapicales se observa un buen comportamiento biológico en contacto con éste. Tanto la nula irritabilidad de los componentes del polvo, así como la escasa acidez del líquido contribuyen a la buena biocompatibilidad con el tejido pulpar, así mismo todos los fabricantes recomiendan el uso de hidróxido de calcio debajo de los CIV, en caso de cavidades profundas, con un espesor de dentina de 0.5 mm.

En los CIV usados para cementación, se puede presentar con relativa frecuencia sensibilidad dentaria después de su colocación. Aunque la explicación no está aclarada, existe unanimidad en no responsabilizar a estos materiales directamente.

Se dice que un aumento en la viscosidad del líquido por evaporación del agua, aumentaría su acidez, provocaría cambios de pH durante el endurecimiento, la posible microfiltración, o incluso, la generación de presión hidráulica.⁸

- **MANIPULACIÓN:** Smales et.al., en un estudio clínico muestran que los cementos de CIV son materiales no satisfactorios en cuanto a su manipulación y resultados clínicos, esto se atribuye a la consistencia variable de las mezclas, tiempo de trabajo y dificultad para condensarse cuando se comparan con las resinas compuestas.¹⁶
- **DESVENTAJAS:** Los CIV tienen ciertas desventajas como: Dificultad en la manipulación y en su colocación, sensibilidad a la contaminación húmeda, deshidratación durante etapas tempranas de la reacción y escasas cualidades de pulido debido a una superficie muy áspera.

Actualmente los CIV, son ampliamente conocidos debido a su propiedad de unirse químicamente a la estructura dentaria (esmalte y dentina), presentar menos microfiltración que las resinas compuestas, mayor biocompatibilidad y liberación de flúor.¹⁶

3.5.7 CEMENTO DE IONÓMERO DE VIDRIO MODIFICADO CON RESINA COMPUESTA (CIVMR).

Los cementos de ionómero de vidrio modificados con resina compuesta (CIVMR) proveen una liberación de flúor comprobado a diferentes niveles y una actividad potencialmente anticariogénica.

El uso de los CIVMR se popularizó con el producto Vitrebond 3M que es un recubrimiento-base; algunos ejemplos de estos productos en el mercado son: Vitremer restaurativo (3M), Photac-Fil (Espe America) y Fuji II LC Improved (GC America). Los CIVMR se pueden mezclar manualmente o triturarse, sin embargo, una característica importante es la forma de polimerización que está dada por tres fenómenos:

1. La reacción ácido-base que ocurre entre los componentes del ionómero de vidrio convencional.
2. Una reacción de fotopolimerización estimulada por la aplicación de luz al catalizador de la resina.
3. Una reacción de autopolimerización en el sistema catalizador de la resina, la cual empieza cuando se mezcla el polvo/líquido.

Estos tres mecanismos de polimerización aseguran que los CIVMR polimericen aún sin la aplicación de luz. Esto es una ventaja porque en muchas lesiones cariosas subgingivalmente profundas en pacientes adultos, la luz de polimerización es inaccesible.

Las características de trabajo de los CIVMR están lejos de ser buenas, pues son materiales relativamente pegajosos por lo que se requiere de sumo cuidado para prevenir el desalojamiento durante su manipulación. Su terminado o pulido es relativamente fácil.

Dentro de sus propiedades físicas importantes están: una fuerza al desgaste moderada (menor que para las resinas compuestas), propiedades estéticas aceptables, pero no óptimas; recientemente se mejoró la estética usando una partícula más pequeña. Con relación a la expansión y contracción, los CIVMR son aceptables, la adhesión a tejidos dentarios o a resinas compuestas cuando es usada como base es buena y la liberación de flúor es casi como en los cementos de silicato y mayor que en los compómeros.

Poco tiempo después de la introducción de los CIVMR al mercado, se les encontró un uso significativo como material de restauración. Sin embargo; como los compómeros se han vuelto más populares, los CIVMR pueden ser usados debajo de una resina compuesta en la técnica de sándwich, y deben colocarse invariablemente cuando las preparaciones o cavidades en el diente no son accesibles a la luz de polimerización.

Características clínicas en los que los CIVMR son superiores a los compómeros.

- Al reparar alguna restauración de metal o metal porcelana.
- En cavidades clase III y V, donde la luz de fotopolimerización no penetra.
- En cavidades profundas en donde se coloque una resina compuesta como restauración final (técnica de sándwich).⁴

3.6 COMPÓMEROS

3.6.1 ¿QUÉ SON Y EN DÓNDE USARLOS?

Los compómeros son resinas reforzadas y se describen mejor como resinas compuestas modificadas. Otros autores los definen como " Resinas liberadoras de flúor" o " composites modificados con poliácido ".^{11,20}

Los compómeros mejoran algunas propiedades del ionómero de vidrio convencional. Estos nuevos materiales son de un solo componente y consisten en una matriz a base de una combinación de resina compuesta fotopolimerizable y moléculas policarboxílicas y un relleno de vidrio capaz de liberar iones de flúor.²⁰

Principalmente, está indicado para la restauración de cavidades clase III y V en dientes permanentes, en cavidades que no soporten cargas tensionales y en dientes temporales en clases I y II, así como también como material restaurador por su fácil manipulación y sus propiedades cariostáticas y respuesta pulpar mínima.^{5,21}

Los compómeros fueron introducidos en 1993 por Dentsply y actualmente compiten varios compómeros en el mercado, entre los cuales están: Dyract (Dentsply/De Trey), Compoglass (Ivoclar-Vivadent), Hytac (Espe/America), Dyract Flow (Dentsply/De Trey), F 2000 (3 M), Compoglass Flow (Ivoclar-Vivadent).⁴

Los compómeros han tenido gran aceptación debido a sus propiedades de manipulación, estética y liberación de flúor.⁵

3.6.2 COMPOSICIÓN

El compómero es un material de consistencia de pasta que contiene vidrio, rellenos y una matriz similar a la de las resinas compuestas.

Cada compómero tiene diferente composición de rellenos y matriz dependiendo de la tecnología de fabricación. Contiene polvo de vidrio de fluoralúminosilicato con relleno, lo que le da la propiedad de liberar flúor; también a algunos compómeros se les agregan fluoruros metálicos con el mismo propósito.

El fluoralúminosilicato contiene estroncio o algunos otros metales como el bario para hacer a este material radiopaco.

Los compómeros contienen monómeros ácidos en una parte de su matriz y la otra parte es similar a la de las resinas compuestas.

Los compómeros no contienen agua y no tienen adherencia específica a la estructura dental, característica que los diferencia de los ionómeros de vidrio con resina.¹⁹

La composición básica de los compómeros es Bis-GMA propoxilado, dimetacrilato de uretano, tetraetilenglicol dimetacrilato, ácido dicarboxílico cicloalifático dimetacrilato, óxido esférico silanizado, trifluoruro de iterbio, vidrio de fluorosilicato de bario silanizado, monómeros ácidos polimerizables y otros polímeros fotopolimerizables.^{2,3}

A diferencia de los compómeros de consistencia de pasta, los compómeros fluidos contienen menor cantidad de relleno y elementos tixotrópicos que ayudan a contrarrestar la viscosidad.

3.6.3 ADHESION DE COMPÓMEROS A ESTRUCTURAS DENTARIAS

Como resultado de la presencia de resinas en la composición de los compómeros, el grabado con ácido del esmalte puede incrementar los valores de fuerza de adhesión.

Fusayama et.al., demostraron un aumento en los valores de fuerza de adhesión de las resinas a dentina cuando la superficie dentinaria se somete previamente a la técnica de grabado ácido total.¹¹

La adhesión a esmalte aumenta cuando se realiza un grabado ácido de la superficie dentaria previa a la colocación del compómero.²⁰

Powis, et.al., observaron que la fuerza de adhesión a la dentina en el ionómero de vidrio convencional se incrementó con el pretratamiento del barrillo dentinario con quelantes y con ácido poliacrílico.

En el caso de los compómeros el agente acondicionador se utiliza para remover la capa de lodo y lograr que la dentina sea accesible al material elástico que se colocará entre el diente y el compómero, para compensar la presión producida por la contracción durante el fotopolimerizado.²⁰

Los compómeros se adhieren fácilmente a las resinas compuestas, por lo que puede usarse como recubrimiento pulpar, con seguridad de que se adherirá a capas subsecuentes de resina compuesta.⁴

Los compómeros requieren que el diente sea tratado con una solución de acondicionamiento y producir la adhesión. Esto representa el usar un sistema adhesivo, en algunos compómeros se utiliza el llamado "un solo paso".

En el caso del compómero Dyract (Dentsply/ De Trey), los componentes del primer/ adhesivo que contiene el producto PSA son similares a los sistemas de adhesión actuales para las resinas compuestas. Aunque estos sistemas de adhesión son de un solo componente, se tiene que usar en dos pasos, debido a que se tiene que aplicar en dos ocasiones por recomendación del fabricante.^{11,22}

Uno de los principales objetivos del desarrollo de compómeros fue el de proporcionar un material con suficiente fuerza de adhesión al diente sin la necesidad de realizar el grabado de la superficie. Sin embargo, el fabricante recomienda el uso del ácido grabador, aunque este pretratamiento no es necesario para dentina y cemento, sólo para esmalte, ya que el efecto del PSA junto con la adición de los grupos COOH, son suficientes para asegurar una fuerza de unión adecuada sin la necesidad de hacer el grabado ácido en las superficies.¹¹

3.6.4 ADHESIÓN DE COMPÓMEROS EN DENTICIÓN PRIMARIA

Los compómeros han ganado una considerable aceptación como reemplazos de amalgama dental en la dentición primaria. Con respecto al esmalte primario, debido al grosor incrementado del así llamado esmalte aprismático y el nivel de mineralización podría adversamente afectar la unión de la resina a menos que se alcance el adecuado grabado del esmalte primario. Estos materiales restaurativos demuestran fuerzas de adhesión relativamente bajas para la dentina primaria.

Sin embargo, estudios iniciales indican altos índices de retención clínica sugiriendo que los altos valores de fuerza de unión, no están necesariamente correlacionados con una efectiva adhesión en la dentición primaria. Por consiguiente, esto aclara que no hay ningún beneficio para incrementar la fuerza de adhesión más allá de un valor que precipitara una falla cohesiva.

Zafer et.al., registraron valores de adhesión en esmalte primario relativamente bajos. Para Dyract sin pretratamiento con ácido grabador registró valores de 0.57 MPa en superficies grabadas y 0.95 MPa. Para el compómero Compoglass registró valores de 0.40 MPa en superficies no grabadas y 0.62 MPa en superficies grabadas con ácido. A pesar de estos valores bajos, hay reportes de altos índices de retención clínica.

Zafer et.al., mencionan la posibilidad de biselar los ángulos cavo superficiales en los dientes primarios si no se va a llevar a cabo el pretratamiento con ácido grabador, para obtener mayor retención mecánica.²²

3.6.5 ADHESIÓN DE COMPÓMEROS EN DENTICIÓN PERMANENTE

Como resultado de la presencia de resina compuesta en la composición de los compómeros, un pretratamiento de grabado total en la superficie dentaria (esmalte y dentina) pueden incrementar los valores de fuerza adhesiva del compómero a estructuras dentales.

En el caso del compómero Dyract (Dentsply/De Trey), su sistema primer/adhesivo PSA en primera intención su objetivo era el de obtener una buena adhesión con una sustancia acondicionadora "única". El PSA incluye tres monómeros: uno hidrofílico, éster fosfatado, penta-acrilato, y dos monómeros hidrofóbicos; dimetacrilato trietilenoglicol y una resina elastómera.

El éster fosfonatado penta acrilato, es responsable de la adhesión del calcio a las estructuras dentales.¹¹

La adhesión de Dyract al diente se obtiene a través de las uniones iónicas entre los grupos hidrofílicos de fosfato del componente penta y el calcio de la hidroxiapatita. Además, la adhesión se alcanza a través del monómero hidrofílico TCB, un producto de la reacción entre el ácido tetracarboxílico butano y el monómero hidroxietilmetacrilato (HEMA).²²

Dyract es un intento de ser un material que se adhiere por sí solo, ya que incluye un monómero en su fase orgánica con grupos COOH (ác. tetracarboxilbutano).

La resina elastómera se incluyó para crear un área de adhesión elástica que actuará como buffer para contrarrestar el estrés que se puede producir en la interfaz y prevenir la microfiltración.

El PSA también contiene un solvente orgánico (acetona) que puede ayudar para lograr mayor humectación entre la superficie dentaria y el adhesivo y, posteriormente que la resina se infiltre en dentina, entonces se puede obtener una capa híbrida; además se incluye en la composición un fotoiniciador para permitir la rápida polimerización.

El fabricante sugiere como paso adicional el uso de ácido grabador antes de la colocación del PSA y Dyract para lograr mayor adhesión en esmalte y dentina; la técnica de grabado total permite que los grupos hidrofílicos de la molécula penta penetren en la superficie dentinaria húmeda para formar una capa híbrida, al mismo tiempo los grupos hidrofóbicos de la misma molécula permiten que se incremente la unión entre el sistema de adhesión y el compómero.

En un estudio realizado por Abate et.al., los resultados muestran valores mucho mayores de adhesión a esmalte pretratado con ácido grabador que en superficies sin pretratamiento. Estos resultados coinciden con los obtenidos por Cortés et.al., en un estudio similar.^{5,11}

Con respecto a dentina y cemento, no hay resultados con diferencias estadísticas entre superficies dentarias pretratadas y no, con ácido grabador.

Tal parece que el efecto del PSA con relación a la disponibilidad de los grupos COOH es suficiente para asegurar una fuerza de adhesión adecuada sin la necesidad de realizar la técnica de grabado ácido.^{11,13}

Sin embargo, Gerard Kugel, et.al., sugieren la técnica de grabado total para lograr mayores resultados de adhesión tanto para esmalte como para dentina y cemento.⁵

Abate et.al., registraron resultados de un SBS de 26.1 MPa cuando fue aplicado el adhesivo del compómero Dyract después de grabar el esmalte.¹¹

Cortés et.al., en otro estudio reportaron que el SBS de Dyract después de grabar con ácido fosfórico al 10% fue de 22.0 MPa.²³

Zafer et.al., registraron valores de adhesión de 19.4 MPa para Dyract y 16.0 MPa para Compoglass.^{22,24}

3.6.6 POLIMERIZACIÓN

La reacción de polimerización de los compómeros se inicia por fotopolimerización. El monómero ácido polimeriza con otro componente de monómero de la matriz del polímero ácido o del polímero con el grupo ácido en la reacción inicial de polimerización.

La reacción ácido-base es inhibida hasta que el material endurece y absorbe agua, es entonces cuando se presenta dicha reacción entre el grupo ácido, el polímero y el relleno de vidrio en presencia de agua proveniente de la saliva. Por lo tanto, los compómeros

tienen dos reacciones de fraguado: la polimerización rápida por fotoiniciación y una reacción ácido-base subsecuente. Ésta última es la base para la liberación continua de iones flúor.

Aún cuando los compómeros contienen ciertos componentes del ionómero de vidrio, no los tienen en niveles adecuados como para promover la reacción ácido-base que identifica a los cementos de ionómero de vidrio. Por lo tanto, los compómeros no endurecen sin la presencia de una luz de curado, ya que la polimerización se inicia por la presencia de un radical libre en los grupos vinilo.^{11,25}

Los compómeros fluidos son un sistema monocomponente que es polimerizado por medio de luz visible. El mecanismo es el de la polimerización de radicales fotoquímicamente. La polimerización continúa sin la necesidad de aplicar energía adicional. Esto se describe como la reacción oscura subsecuente que produce una polimerización adicional y por lo tanto un alto grado de conversión.

El mecanismo de polimerización inducido fotoquímicamente es el mismo de los materiales de resina compuesta y de los compómeros no fluidos. Las moléculas polimerizables aminopenta y macromonómero polimerizan formando una red tridimensional que incorpora las partículas de relleno. La red polimérica es estable mecánicamente por sí misma, pero se obtiene resistencia adicional con el relleno.

La cinética de la reacción ácido-base subsecuente es diferente a la de los ionómeros de vidrio convencionales, los grupos carboxílicos permanecen inactivos en su primera etapa. Solo después de la inclusión de agua, lo cual sucede en varias semanas, las sales carboxílicas se forman y simultáneamente se liberan iones de flúor.

3.6.7 CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN

La contracción de polimerización es una propiedad no deseada en polímeros. Un pobre control dimensional produce grietas, huecos y tensiones internas, lo que provoca deficientes propiedades mecánicas en el material. La contracción puede llegar a ser del 25% (acrilatos y metacrilato).

Los compómeros presentan una contracción de hasta 0.5%, dato que puede augurar una mejor integridad marginal, reduciendo en gran medida la constante fatiga del material restaurador a que esta sometido por las fuerzas masticatorias, otorgando un futuro prometedor como materiales de restauración directa.¹⁵

3.6.8 PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACIÓN

La profundidad de polimerización de un material restaurativo puede influir significativamente en su manipulación y éxito a largo plazo. La profundidad de polimerización va a variar de acuerdo al tono o color del material.^{2,3}

La profundidad de polimerización se ve influenciada por varios factores como color del material, longitud de onda e intensidad de la fuente luminosa de la lámpara de resinas.

Se ha propuesto que un color oscuro posee menor profundidad de curado que un color claro. En un estudio realizado por Barceló et.al., se obtuvieron mayores valores de profundidad de curado en un compómero de tono A3 en comparación con el tono A1, sin embargo; afirman que el grado de polimerización no depende solamente del color, longitud de onda, tiempo e intensidad, sino que también depende de los fotoiniciadores, de las cadenas cruzadas y del grado de polimerización de cada resina. Concluyendo que la resistencia de un material no debe relacionarse con su profundidad de curado.²⁶

Una de las mayores desventajas de los compómeros es que por sus propiedades de polimerización, no es factible su colocación en cavidades profundas en las cuales es inaccesible la luz de fotocurado.⁴

Algunos fabricantes recomiendan la aplicación de capas máximas de 3 mm fotopolimerizando cada capa durante 40 segundos.¹⁵

3.6.9 RESISTENCIA COMPRESIVA

La resistencia a la compresión es una propiedad importante para asegurar la estabilidad de forma y resistencia a la abrasión.²

García Godoy, (1999), reporta valores significativamente más altos para compómeros que para un cemento de ionómero de vidrio modificado con resina compuesta (CIVMR), sin embargo, los valores de los compómeros son más bajos que los de resinas compuestas.

La resistencia de los compómeros puede variar dependiendo del porcentaje de los componentes de resina o poliácido. El fabricante puede reemplazar únicamente un pequeño porcentaje de los grupos de ácido carboxílico del poliácido acrílico con grupos metacrilatos, dando como resultado entrecruzamientos covalentes en la polimerización, como en resinas. Un material de este tipo estaría formado de una matriz ampliamente entrecruzada a través de adhesión iónica y presentaría propiedades similares al ionómero de vidrio convencional. Si se sustituye un gran porcentaje de grupos carboxílicos por grupos de metil metacrilato, el material polimerizará como una resina mediante la formación de radicales libres y entrecruzamiento subsecuente a través de la formación de uniones covalentes.^{21,27}

Barceló et.al., registraron valores de resistencia a la compresión en tres compómeros comerciales de 189.854 MPa para F2000 (3M), 217.229 MPa para Dyract (Dentsply/De Trey) y 229.565 MPa para Compoglass F (Ivoclar/Vivadent), concluyendo que los que los tres compómeros cumplen con la norma 27 de la ADA.²⁶

3.6.10 RESISTENCIA A LA ABRASIÓN

Los materiales restaurativos se encuentran sujetos a condiciones abrasivas dentro de la boca, particularmente a la ingesta de alimentos y la limpieza dental.²

En comparación a las resinas compuestas, los compómeros son generalmente más débiles y más susceptibles al desgaste.⁴

3.6.11 RESISTENCIA FLEXURAL

La resistencia flexural es aquella donde se fija una viga en sus extremos y soporta una carga estática en el centro. El módulo de elasticidad es la capacidad de un material de sufrir una deformación bajo una carga sin rebasar su límite elástico.¹

En un estudio comparativo de García Godoy, se encontraron valores de resistencia flexural y límite de elasticidad de compómeros mayores que los de un CIVMR, pero menores a los de una resina compuesta. Con respecto al límite de elasticidad existe una diferencia de $p < 0.01$ entre un CIVMR (Vitremer/3M), el compómero Hytac (Espe/América) y la resina compuesta Z100 (3M). La resistencia flexural de Vitremer fue menor que la resistencia del compómero Hytac, y a su vez éste obtuvo valores menores que la resina compuesta Z100. Los valores de límite de elasticidad para los compómeros Compoglass F (Ivoclar/Vivadent) y Dyract (Dentsply/De Trey) fueron menores comparados con los valores del compómero Hytac y la resina compuesta Z100, pero más altos en comparación con los valores del CIVMR Vitremer ($p < 0.01$). No hubo diferencia significativa en la producción de tensión entre el CIVMR (Vitremer), el compómero (Hytac) y la resina compuesta Z100, pero los valores fueron significativamente altos para los compómeros Dyract y Compoglass ($p < 0.01$). Los registros de resistencia flexural muestran una gran diferencia de ($p < 0.05$) entre Vitremer (CIVMR) y Hytac (compómero). Pero el material que presentó los valores más altos de resistencia fue la resina compuesta Z100. Los valores de la resistencia al desprendimiento fueron menores para Vitremer, Hytac (compómero) y Z100 (resina compuesta) con respecto a los compómeros Dyract y Compoglass ($p < 0.01$).²¹

Todos estos registros hacen concluir a Godoy, que los compómeros son materiales restaurativos colocados entre el CIVMR y las resinas compuestas en cuanto a resistencia flexural.²¹

Existe cierta relación entre el módulo resilente y el desgaste clínico, un material que posee un módulo flexural alto, difunde de mejor manera las fuerzas en el área oclusal, evita la formación de fracturas y tienen mayor resistencia al desgaste que una resina con un menor módulo de resiliencia. Debido a que no existe diferencia en el módulo flexural entre los compómeros, tal vez no existan diferencias clínicas entre ellos al utilizarlos en clases I, II y V en odontopediatría, de igual manera no existiría diferencia entre ellos al compararlos con CIVMR debido a que los módulos flexurales son similares, pero sí con los CIV, por su menor módulo flexural, aunque se necesitan más investigaciones para confirmar esto.²³

3.6.12 DUREZA DE LA SUPERFICIE

La resistencia a la abrasión de los materiales se correlaciona, entre otros parámetros, con la dureza de la superficie. Un método común para determinar la dureza de la superficie es mediante la prueba de dureza Vickers. En ésta se mide la profundidad de penetración de una punta de diamante con un peso determinado.²³

En el estudio comparativo realizado por Godoy et.al., midieron la microdureza de compómeros en las superficies superiores e inferiores con un Micromet Buehler equipado con un dispositivo Vickers para hacer muescas a una velocidad de 50 $\mu\text{m}/\text{seg}$

con una carga de 25 gm. la longitud diagonal de cada muesca se midió directamente del lente ocular graduado. Los valores de microdureza de compoglass y dyract no fueron significativamente diferentes ($p < 0.05$). Hytac mostró valores de microdureza mayores que Vitremer, Compoglass y Dyract ($p < 0.01$). Todos los valores mostraron valores significativamente menores que los registrados por Z-100 ($p < 0.01$).

Godoy et al., llegan a la conclusión de que no hay diferencia significativa en cuanto a la dureza entre compómeros, CIVMR y las resinas compuestas.²⁰

3.6.13 RUGOSIDAD

En el estudio realizado por Godoy et al., se comparó el Ra de algunos materiales, pero sin pulir. Los valores registran que no hay diferencia importante entre los valores medidos y Ra en los compómeros Dyract (Dentsply/De Trey), Hytac (Espe/América) y la resina compuesta Z100 (3M); los cuales fueron de 0.61-0.83 μm . Estos valores se comparan con el Ra al contacto oclusal del esmalte ($0.64 \pm 0.25 \mu\text{m}$), valor considerado como estándar con el que se compara el valor Ra para un material de restauración.

En este estudio los análisis perfilométricos se llevaron a cabo usando el surtonic 3 (Rank Organization, Leincester, England). Se hicieron cinco trazos en diferentes localizaciones sobre cada superficie usando un trazo de longitud y un corte de 2.5 mm. Los valores Ra son los valores matemáticos promedio de la desviación del perfil áspero de la línea media calculada por la máquina.

Lambrechts et al., registran que el manejo de la mezcla polvo-líquido no puede producir el mismo tipo de superficie que la de un material proporcionado por el fabricante en forma de pasta; tal como los compómeros y las resinas compuestas. Basándose en los resultados de su estudio, se concluye que la resina compuesta Z100 es el material de elección para usar sobre compómeros o ionómeros de vidrio reforzados con resina cuando se desea una restauración con alta resistencia compresiva y que los compómeros pueden ser usados cuando la resistencia flexural se considere importante y/o la microdureza sea necesaria para el éxito de la restauración.²⁰

3.6.14 PROPIEDADES ÓPTICAS Y ESTÉTICAS

Los compómeros tienen características estéticas aceptables, aunque menores a las de las resinas compuestas.⁴

Actualmente, algunos compómeros ofrecen una gama de 9 tonalidades correspondientes al rango de colores del colorímetro de Vita (A2, A3, A3.5, A4, B2, B3, C2, C4, D3).^{2,3}

3.6.15 MANIPULACIÓN Y TERMINADO O PULIDO

En cuanto a su manipulación, los compómeros son preferidos por los clínicos ya que no son pegajosos y se pueden adaptar fácilmente a cualquier restauración sin mayor dificultad; aunque deben ser terminados cuidadosamente para lograr una mayor

resistencia al desgaste. Sin embargo, su manipulación es más complicada que la de las resinas compuestas.⁴

Los compómeros tienen una consistencia de pasta, lo cual permite una adecuada manipulación y colocación.

3.6.16 LIBERACIÓN DE FLÚOR

La liberación de flúor contribuye a la anticariogenicidad ya que inhibe la desmineralización dental e incrementa el potencial de remineralización, además de tener un efecto antibacterial. Este flúor liberándose adhiere a la estructura de la apatita en forma de fluorapatita o hidroxifluorapatita, probablemente el uso de una resina adhesiva intermedia reduce significativamente el alcance de penetración del fluoruro; su máxima penetración hacia dentina es de 300 micrómetros en 10 semanas.

Tanto los ionómeros convencionales como los compómeros brindan protección a la dentina contra la caries recurrente.

Los compómeros contienen un vidrio de estroncio-fluoralúminosilicato, con alto contenido de flúor (vidrio patentado por Dentsply) y se han obtenido datos de liberación de flúor hasta por 22 semanas.²

Pero se sabe que liberan menor cantidad de flúor que los cementos de ionómero de vidrio modificados con resina compuesta, algunos ejemplos de estos son:

Vitremer (3M), Photac-Fil (Espe/America) y Fuji II LC Improved (GC America).⁴

3.6.17 EXPANSIÓN LINEAL

Para lograr la liberación de flúor por largo tiempo, la matriz de los compómeros debe estar compuesta de grupos polares (grupos carboxilos y fosfatos). Estos grupos polares son capaces de interactuar con otras sustancias como el agua. Por lo tanto, la inclusión de agua y los cambios dimensionales son importantes de evaluar en el material restaurativo.²

Los compómeros tienen una expansión lineal de 0.9% en las primeras 5 semanas de almacenaje en agua a 37 °C. Después de esto no presenta expansión adicional. Debido a su química diferente, los materiales de composite presentan menor expansión lineal. Al usarse en pequeñas cavidades, la expansión lineal presentada anteriormente no es crítica.

3.6.18 ADAPTACIÓN MARGINAL

Recientemente, se han desarrollado sistemas adhesivos disponibles para los compómeros con el propósito de asegurar la unión de estos materiales a esmalte y dentina. En realidad, poco se conoce acerca del mecanismo de adaptación marginal del sistema adhesivo y el compómero. La adaptación marginal *in vitro*, se cuantifica bajo la influencia de fluido dentinal con un microscopio electrónico de barrido (SEM).²⁸

Este estudio realizado por Krejci, utilizó premolares libres de caries, que fueron sumergidos en solución acuosa de timol al 0.1 % inmediatamente después de su extracción.

Para preparar la simulación de fluido dentinario, en cada diente se sellaron los forámenes radiculares con adhesivo (Syntac Vivadent Ets. Schaan, Liechtenstein), seguido de la aplicación de dos capas de barniz de uñas. Entonces se utilizó una fórmula diluida de suero de caballo de la siguiente manera:

Se coloca un tubo de metal con un extremo biselado, recto dentro de la cámara pulpar bondeado a la raíz del diente con el mismo adhesivo utilizado para sellar el forámen (Syntac Classic) y se conecta el tubo metálico a una manguera de silicón.

24 horas previas a la preparación, se elimina el tejido pulpar del diente y por medio de la manguera se suministra la solución constituida por una tercera parte de suero de caballo con dos terceras partes de 0.5 de cloruro de sodio, por una válvula de tres vías.

Enseguida se conecta el espécimen a un aparato construido para este estudio y se aplica con éste una presión fisiológica constante de 25 mm de Hg dentro de la cámara pulpar hasta completar cargas térmicas y mecánicas.

Posteriormente se preparan las cavidades en los dientes 50 % en esmalte y 50 % en dentina, en las caras vestibulares y palatinas de cada uno de los especímenes, con fresas diamantadas. Se dividieron en dos grupos al azar, uno para compómero y otro para resina compuesta.

Los resultados registran porcentajes de continuidad de margen no muy variados significativamente entre los dos grupos antes de la aplicación de la carga, en cualquiera de las áreas ya sea esmalte o dentina ($p > 0.05$). Después de la aplicación de carga, no hay diferencia significativa en el área de margen dentinario entre ambos grupos. Por el contrario en el área de margen de esmalte el composite Herculite/ Optibond registra ($p < 0.05$) más que el compómero Compoglass/ SSA.

Es posible obtener imágenes de resolución aún más alta con la ayuda de un SEM de emisión de campo o con un microscopio electrónico de transmisión. Para evitar todos los posibles objetos debido a la deshidratación del espécimen durante el análisis SEM o TEM, fue desarrollado un método para estudiar especímenes utilizando un SEM en un medio húmedo. Otra posibilidad para observar los especímenes sin deshidratarse es utilizar un microscopio de exploración láser confocal.

Este mecanismo consiste de un microscopio foto-óptico de alto grado con un accesorio láser. La luz emitida por el láser es enfocada sobre el espécimen, reflejada para posteriormente enfocarla sobre un detector sensible a la luz. De esta forma se genera una señal la cual puede ser procesada por medio de una computadora para formar una imagen bidimensional. Una gran ventaja del microscopio láser de exploración confocal estriba en su no-destructividad. Otra de sus ventajas más es la capacidad de los especímenes semitransparentes para exponer una sección óptica bajo la superficie del espécimen, y para de esta forma poder observar "internamente el espécimen".

Otros componentes del sistema adhesivo pueden identificarse por medio de sustancias fluorescentes tal como fluorecina o rodamina, las cuales facilitan la ubicación del espécimen.

Un segundo punto importante para la investigación sobre la adhesión de los materiales compuestos es la investigación de la adaptación marginal. Recientemente, 80% fue definido como un valor límite de "margen continuo" en dentina y 90% como "margen continuo" en esmalte después de aplicación de carga mecánica y térmica a largo plazo.

La adaptación marginal de los compómeros pudiera verse afectada debido a que su componente resinoso podría presentar una carga de contracción incrementada durante el endurecimiento, lo cual posiblemente se acelera por la luz activadora; por lo que es necesario el uso de adhesivos apropiados. En el caso de los compómeros de consistencia de pasta se piensa que la adaptación marginal se ve afectada por la poca fluidez del compómero en la cavidad durante la polimerización, y la eficacia del sistema de adhesión dentinario.²⁷

La decoloración en el margen de la restauración, su integridad y el grado de retención están muy relacionados con la calidad del sellado marginal a nivel de esmalte y dentina.

En particular, la decoloración marginal puede estar directamente relacionada con la microfiltración clínica.²⁹

3.6.19 PRESENTACIONES

Algunos de los compómeros vienen en paquetes de fotocurado en jeringas desechables o en compules, se adhieren al diente usando un sistema de adhesión.^{2,3}

3.6.20 BIOCMPATIBILIDAD

En general, los compómeros no producen irritación pulpar y es ampliamente tolerado. En un estudio de citotoxicidad realizado por Gaynour et.al., tomaron extractos de 10 compómeros comerciales y se dividieron en tres grupos: uno no fotopolimerizado, otro recientemente fotopolimerizado y otro más con extractos fotopolimerizados 5 días previos a la prueba, para colocarlos en un cultivo celular.

Todos los especímenes se colocaron por 24 horas en fibroblastos Murine L-929 y se les realizaron dos pruebas, una fue usando Dimetiltiazol-difeniltetrazolium (MTT) y la otra usando concentración de Rojo neutro (NRU).

Los especímenes se evaluaron según el grado de citotoxicidad presentado clasificándolo en severo (más del 60%), moderado (entre 30 y 60%) y ligero (menos del 30%).

Los especímenes de material no fotopolimerizado resultaron severamente tóxicos en ambas pruebas, a excepción del compómero Freedom (Southern Dental Industries, Australia) que fue ligeramente tóxico en la prueba MTT.

Los especímenes recientemente fotopolimerizados resultaron con toxicidad moderada en ambas pruebas, a excepción de Freedom que resultó ligeramente tóxico en la prueba MTT, Ionosit y F2000 que resultaron severamente tóxicos en ambas pruebas y Hytac en la prueba MTT. Primaflow resultó ligeramente tóxico. Los especímenes fotopolimerizados y pulidos 5 días antes de la prueba resultaron con toxicidad de moderada a severa.

3.6.21 VENTAJAS

- Manipulación adecuada.
- Estética aceptable.
- Terminado simple.
- Tiempo de trabajo adecuado.
- Liberación de flúor.
- La mayoría de los compómeros presentan mayor fuerza de adhesión a las estructuras dentarias que los CIV siempre y cuando se emplee un sistema de adhesión.
- Aceptación de uso clínico en odontopediatría.
- La fluidez del material en la cavidad es mejor que en los CIV.^{13,16,21}

3.6.22 DESVENTAJAS

- Su resistencia mecánica es menor que la que presentan las resinas compuestas.
- Sus propiedades estéticas son menores que las presentadas con las resinas compuestas.
- Necesidad de aplicación de un agente de adhesión antes de su colocación.¹

4.0 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La adhesión de materiales de restauración a estructuras dentales es un tema relevante en odontología. La constante y rápida introducción de nuevos materiales, tanto de adhesión como de restauración, constituye un gran compromiso para los investigadores debido a que es necesario evaluarlos correctamente para que el cirujano dentista pueda hacer la elección de un material que presente propiedades físicas, químicas y biológicas deseables.

A pesar de que los compómeros son materiales de reciente aparición y presentan un gran número de ventajas, aún existe cierta controversia en cuanto a si sus valores de resistencia adhesiva son adecuados para lograr una buena unión en las estructuras dentales. Esta falta de resistencia adhesiva podría provocar deterioros en la interfaz, provocando filtración, alteración en los márgenes de la restauración, caries secundaria e irritación pulpar, deficiencias en sus propiedades generales y, por lo tanto, poco tiempo de permanencia en la cavidad.

5.0 JUSTIFICACIÓN

Debido a la falta de publicaciones de estudios relacionados con la adhesión de compómeros a estructuras dentales y de una norma que los clasifique, es necesario valorar cual es la eficacia en los sistemas de adhesión y resistencia adhesiva en cinco marcas comerciales de compómeros disponibles en el mercado; además de que con estos resultados se podría proporcionar orientación al clínico para la elección de los mejores materiales en su práctica diaria. De igual forma aportar información para que los compómeros puedan ser clasificados individualmente.

6.0 HIPÓTESIS

- **Hipótesis de trabajo.** Las cinco marcas comerciales de compómeros utilizadas en el presente estudio obtendrán valores de adhesión a estructuras dentales comparables a los de un grupo control de resina compuesta.
- **Hipótesis Nula.** Las cinco marcas comerciales de compómeros utilizadas en el presente estudio no obtendrán valores de adhesión a estructuras dentales comparables a los de un grupo control de resina compuesta.
- **Hipótesis alterna.** alguna o algunas de las cinco marcas comerciales de compómeros utilizadas en el presente estudio no obtendrán valores de adhesión a estructuras dentales comparables a los de un grupo control de resina compuesta.

7.0 OBJETIVOS

7.1 OBJETIVO GENERAL

Evaluar la resistencia adhesiva a estructuras dentales (esmalte y dentina) de cinco marcas comerciales de compómeros disponibles en el mercado odontológico con sus respectivos sistemas adhesivos y compararlos con un grupo control de resina compuesta.

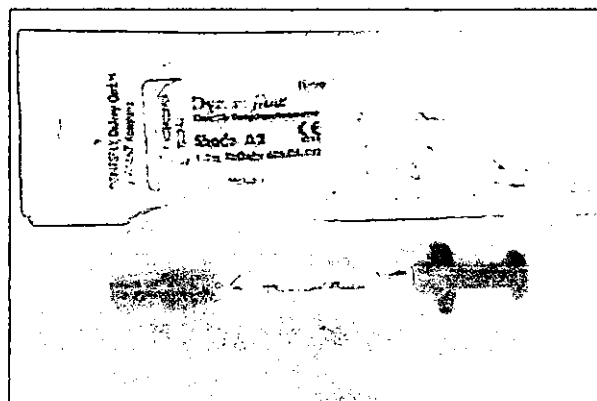
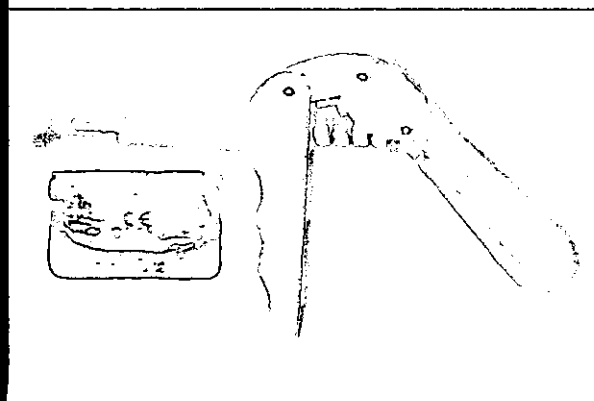
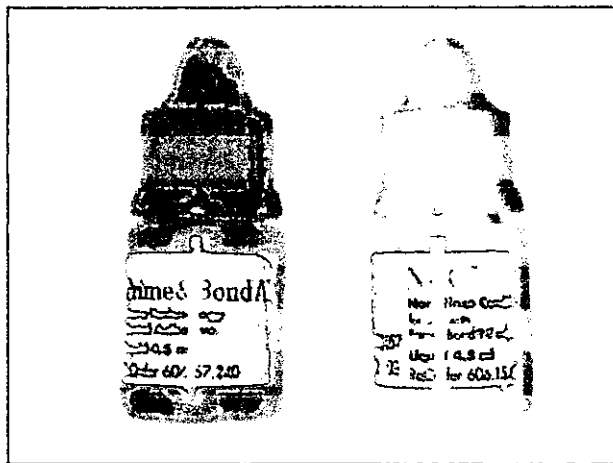
7.2 OBJETIVOS PARTICULARES

- 7.2.1. Comparar los valores de fuerza de unión a tejidos dentarios del compómero Dyract AP (Dentsply /De Trey).
- 7.2.2 Comparar los valores de fuerza de unión a tejidos dentarios del compómero Dyract flow (Dentsply /De Trey).
- 7.2.3 Comparar los valores de fuerza de unión a tejidos dentarios del compómero F-2000 (3M).
- 7.2.4 Comparar los valores de fuerza de unión a tejidos dentarios del compómero Compoglass F (Ivoclar/ Vivadent).
- 7.2.5 Comparar los valores de fuerza de unión a tejidos dentarios del compómero Compoglass Flow (Ivoclar/ Vivadent).
- 7.2.6 Comparar los valores de fuerza de unión a tejidos dentarios del grupo control de resina compuesta Esthet X micro matrix restorative (Dentsply/ De Trey).
- 7.2.7. Evaluar el tipo de desprendimiento (falla adhesiva o cohesiva) en cada uno de los especímenes de compómeros y, resina compuesta del grupo control.

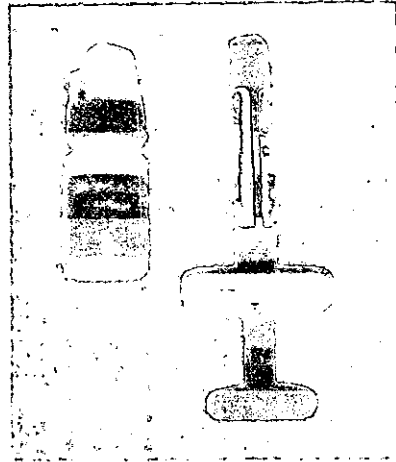
8.0 METODOLOGÍA

8.1 Material y equipo

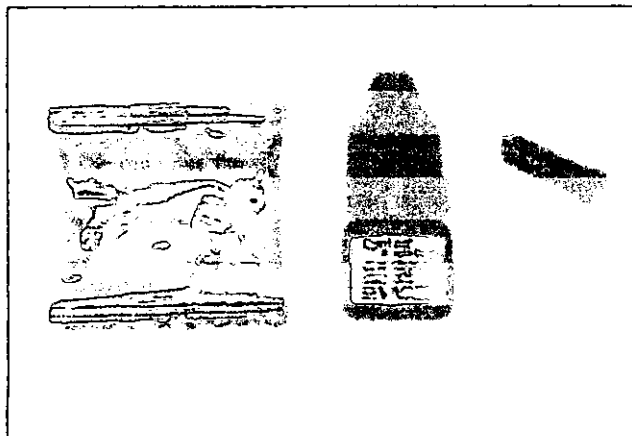
- Compómero Dyract AP (DAP), Dentsply/ De Trey; lote 0002000176 caducidad 09/2001 tono A 3.5, con el sistema acondicionador NRC-Non-Rinse Conditioner-liquid (NRC), 4.5 Lote 9911000467 caducidad 09/2002. Sistema adhesivo Prime & Bond NT (P&BNT), Liq. 4.5 Nano-Technology Dental Adhesive Lote 0001000961 caducidad 01/2002.
- Compómero Dyract Flow (DF), Dentsply/ De Trey; lote 0007000896 caducidad 07/2002 tono A2, con el sistema acondicionador NRC-Non-Rinse Conditioner-liquid (NRC), 4.5 Lote 9911000467 caducidad 09/2002. Sistema adhesivo Prime & Bond NT (P&BNT), Liq. 4.5 Nano-Technology Dental Adhesive Lote 0001000961 caducidad 01/2002.



- Compómero F2000 (F2), 3M tono A-3; lote 9BP, caducidad 04-2002, ácido grabador Scotchbond Etchant 3M Ac. Fosfórico 37%, 7523 lote 8KP, 3M Dental Products St. Paul, MN 55144, sistema adhesivo 3M Single Bond Adhesive (SBA), 6 ml 1105 lote 20001012, caducidad 09/2003.



- Compómero Compoglass Flow (CFL), Vivadent tono A 3.5, lote B37589 caducidad 06/2001, ácido grabador Scotchbond Etchant 3M Ac. Fosfórico 37%, 7523 lote 8KP, sistema adhesivo Syntac- Single Component (SySC), Vivadent 5gr. Lot. 28533 caducidad 07/ 2001.
- Compómero Compoglass F (CF), cavifil Vivadent tono A 3.5, lote B21476 caducidad 02/2002, ácido grabador Scotchbond Etchant 3M Ac. Fosfórico 37%, 7523 lote 8KP, sistema adhesivo Syntac- Single Component (SySC), Vivadent 5gr. Lot. 28533 caducidad 07/ 2001.



- Resina Compuesta para grupo control Esthet X (EX), micro matrix restorative Dentsply/ De Trey compules 0.25 mg., tono A2, lote 000911 caducidad 06/2003, ácido grabador Scotchbond Etchant 3M Ac. Fosfórico 37%, 7523 lote 8KP, sistema adhesivo Prime & Bond NT (P&BNT), Liq. 2 ml. Nano-Technology lighth cured Dental Adhesive Lote 000722 caducidad 07/2002.



- Cámara ambientadora para mantener a una temperatura de $\pm 37\text{ C}^\circ$.
- Trimodular.
- Lámpara Degulux No. serie 12616 100/110 Vltz. Degussa Ag Geschäftsbereich Dental D/63403 Hanau.
- Máquina de pruebas universal Instron modelo 1137 (Instron Corporation, Canton, Mass).
- Model 200 Heat/Glare Radiometer No. serie 201536 Demetron Research Corporation. 5 ye olde road. Danburg, CT 06810- 7377 U.S.A.
- Model 100 Curing Radiometer No. serie 114632 Demetron Research Corporation. 5 ye olde road. Danburg, CT 06810- 7377 U.S.A.
- Espátula de teflón.
- Cilindro de aluminio de 25mm de diámetro.
- Acrílico Rosa y monómero autopolimerizable.
- Papel abrasivo de carburo de silicio de grano 120, 220 y 600.
- Máquina Abrasiva.
- Agua tridestilada.
- Molde de lámina de teflón de 2.3 mm de espesor con una perforación circular de 4 mm de diámetro.
- Microscopio estereoscópico. Carl Zeiss West Germany WP'10 x ~ 23 455044.
- Cinta Myllar.

8.2 Método

Se evaluó la resistencia adhesiva a esmalte y dentina de cinco compómeros comerciales con su respectivo sistema de adhesión: DAP/NRC/P&BNT, DF/NRC/P&BNT, F2/SBA, CFL/ SySC Y CF/ SySC. También se utilizará la resina compuesta EX/ P&BNT como grupo control. Para cada material se utilizó la técnica descrita por el fabricante.

Se utilizaron 60 dientes molares humanos (3eros molares) sin caries los cuales se almacenaron en agua tridestilada después de su extracción. Los dientes se montaron en un cilindro de aluminio de 25mm de diámetro para conformar la muestra en acrílico autopolimerizable, con la cara vestibular del diente hacia la parte exterior, y se pulió con papel abrasivo de carburo de silicio de grano 120, 220 y 600 hasta exponer el esmalte (primera valoración) y posteriormente la dentina (segunda valoración).

Las muestras se dividieron en 6 grupos de 10 molares para cada marca comercial de compómero y la resina compuesta del grupo control. Tanto como para esmalte como para dentina se utilizaron las mismas muestras. Antes y después de todas las pruebas, los molares estuvieron inmersos en agua tridestilada a 37 °C.

Para colocar el cuerpo del compómero y de resina compuesta se utilizó como molde una lámina de teflón de 2.3 mm de espesor con una perforación circular de 4 mm de diámetro que se colocó sobre la superficie de esmalte (primera valoración) y de dentina (segunda valoración), siguiendo las instrucciones del fabricante.

Cada sistema de compómero y de resina compuesta se colocó dentro de la perforación y se polimerizó durante el tiempo recomendado por los fabricantes con una lámpara de fotopolimerización, la cual se monitoreó con un radiómetro cada diez especímenes.

Transcurridas 24 horas, las muestras se montaron en un aditamento de soporte en el cual se les aplicó carga tensional con una máquina de pruebas Universal Instron modelo 1137 (Instron Corporation, Canton, Mass.) a velocidad de 1 mm/min.

Posteriormente una vez desalojada la muestra de compómero cinco personas observaron en un microscopio estereoscópico la superficie dentaria (esmalte y dentina) de cada muestra con el propósito de detectar el tipo de desprendimiento (falla adhesiva o cohesiva) según el criterio del observador. En el caso de presentarse falla cohesiva el observador determinó el nivel en que se presentó del 1 al 4 de la siguiente manera:

NIVEL 1: Cuando el porcentaje del material abarcaba un 25 % de la superficie en donde estuvo el compómero.

NIVEL 2: Cuando el porcentaje del material abarcaba un 50 % de la superficie en donde estuvo el compómero.

NIVEL 3: Cuando el porcentaje del material abarcaba un 75 % de la superficie en donde estuvo el compómero.

NIVEL 4: Cuando el porcentaje del material abarcaba un 100 % de la superficie en donde estuvo el compómero.

La fuerza de unión adhesiva se calculó y reportó en MPa. Los datos se analizaron usando la prueba estadística ANOVA de un factor, así como también la prueba Tukey al hacer comparación entre compómeros y la prueba Dunnet al comparar los grupos de compómeros con el grupo control de resina compuesta, con una significancia de $p=0.05$.

Los resultados de las observaciones de las fallas adhesivas y cohesivas se reportan en gráficas y tablas mediante el porcentaje de fallas.

PROCEDIMIENTO CON CADA UNO DE LOS MATERIALES:

DAP/ NRC/ P&BNT; GRUPO 1 (1-10)

1. Limpieza de la zona con agua tridestilada.
2. Secado con torunda de algodón.
3. No es necesario la técnica de grabado ácido en esmalte ni en dentina.
4. Aplicación del NRC dejarlo por 20 segundos secar con aire de jeringa triple libre de aceite y no desecar.
5. Aplicar una capa de P&B NT durante 30 segundos, quitar el excedente con aire de jeringa por pocos segundos hasta que se observe una apariencia brillante.
6. Fotopolimerizar durante 10 segundos.
7. Colocar el DAP en capas no mayores de 3 mm de espesor, dispensando con la pistola aplicadora.
8. Fotopolimerizar por 40 segundos, manteniendo la punta lo más cerca posible de la restauración.

DF/ NRC/ P&BNT; GRUPO 2 (11-20)

1. Limpieza de la zona con agua tridestilada.
2. Secar con una torunda de algodón.
3. Dispensar NRC dejar por 20 segundos, retirar excedente con aire sin desecar.
4. Aplicar una capa de P&B NT durante 30 segundos, quitar el excedente con aire de jeringa por 5 segundos hasta que se observe una apariencia uniforme y brillante. De lo contrario repetir todo el procedimiento.
5. Fotopolimerizar por 10 segundos.
6. Colocar DFL en capas de 2 mm.
7. Fotopolimerizar por 40 segundos.

F2/ SBA; GRUPO 3 (21-30)

1. Limpieza de la zona con agua tridestilada
2. Secar con torunda de algodón
3. Aplicar 3M Scotchbond etchant durante 15 seg.
4. Enjuagar con agua tridestilada y eliminar excedente de agua con una torunda de algodón.
5. Aplicar una capa de SBA, aplicar aire de jeringa triple durante 2 segundos libre de aceite.
6. Fotopolimerizar por 10 segundos.

7. Repetir desde el paso 5.
8. Aplicar F2 por capas no mayores de 2 mm.
9. Fotopolimerizar por 40 segundos.

CF/ SySC; GRUPO 4 (31-40)

1. Limpieza de la zona con agua tridestilada
2. Secar con torunda de algodón
3. Aplicar 3M Scotchbond etchant durante 15 seg.
4. Enjuagar con agua tridestilada y eliminar excedente de agua con una torunda de algodón. No desecar.
5. Aplicar el agente adhesivo SySC esperar 20 segundos, secar con aire de jeringa triple libre de aceite hasta no ver líquido en movimiento.
6. Fotopolimerizar por 20 segundos.
7. Aplicar una segunda capa de SySC de la misma forma.
8. Aplicar CF en capas no mayores de 3 mm.
9. Fotopolimerizar por 40 segundos lo más cerca posible del material de obturación.

CFL/ SySC; GRUPO 5 (41-50)

1. Limpieza de la zona con agua tridestilada
2. Secar con torunda de algodón
3. Aplicar 3M Scotchbond etchant durante 15 seg.
4. Enjuagar con agua tridestilada y eliminar excedente de agua con una torunda de algodón. No desecar.
5. Aplicar el agente adhesivo SySC esperar 20 segundos, secar con aire de jeringa triple libre de aceite hasta no ver líquido en movimiento.
6. Fotopolimerizar por 20 segundos.
7. Aplicar una segunda capa de SySC de la misma forma.
8. Aplicar CFL en capas no mayores de 3 mm.
9. Fotopolimerizar por 40 segundos lo más cerca posible del material de obturación.

EX/ P&BNT; GRUPO 6 (51-60)

1. Limpieza de la zona con agua tridestilada
2. Secar con torunda de algodón
3. Aplicar 3M Scotchbond etchant durante 15 seg.
4. Enjuagar con agua tridestilada durante 10 segundos y eliminar excedente de agua con una torunda de algodón. No desecar.
5. Aplicar una capa de P&B NT durante 20 segundos, quitar el excedente con aire de jeringa libre de aceite por 5 segundos hasta que se observe una apariencia brillante.
6. Fotopolimerizar durante 10 segundos.
7. Aplicar la resina Esthet X en capas de 2 mm máximo.
8. Fotopolimerizar por 20 segundos.

8.3 Tipo de estudio

Experimental comparativo

8.4 Población de estudio y muestra

Población de estudio: Compómeros comerciales y una resina compuesta.

Muestras:

- 60 molares humanos recientemente extraídos y colocados en agua inmediatamente después de su extracción, libres de caries y de restauraciones formando 6 grupos con 10 especímenes cada uno, quedando de la siguiente manera:
 - GRUPO 1: Compómero Dyract AP (Dentsply/Caulk).
 - GRUPO 2: Compómero Dyract Flow (Dentsply/Caulk).
 - GRUPO 3 :Compómero F-2000 (3M).
 - GRUPO 4 :Compómero Compoglass F (Ivoclar/Vivadent).
 - GRUPO 5: Compómero Compoglass Flow (Ivoclar/Vivadent).
 - GRUPO 6: Grupo control resina compuesta Esthet X (Dentsply/ De Trey).

8.5 Criterios de Inclusión

- 60 dientes terceros molares humanos:
 - Libres de caries.
 - Con superficies oclusales sin evidencia de restauraciones previas.
 - Sin defectos morfológicos.
- Compómero Dyract AP (Dentsply/Caulk).
- Compómero Dyract Flow (Dentsply/Caulk).
- Compómero F-2000 (3M).
- Compómero Compoglass F (Ivoclar/Vivadent).
- Compómero Compoglass Flow (Ivoclar/Vivadent).
- Resina compuesta para el grupo control Esthet X (Dentsply/ De Trey).

8.6 Criterios de Exclusión

- Compómeros comerciales no seleccionados para esta investigación.
- Cualquier molar humano que no presente alguna de las características ya mencionadas en los criterios de inclusión.

8.7 Tipos de variables

8.7.1 Variables Independientes

- Compómero Dyract AP (Dentsply/Caulk).
- Compómero Dyract Flow (Dentsply/Caulk).
- Compómero F-2000 (3M).
- Compómero Compoglass F (Ivoclar/Vivadent).
- Compómero Compoglass Flow (Ivoclar/Vivadent).
- Resina compuesta de grupo control Esthet X (Dentsply/ De Trey).
- 60 terceros molares humanos recientemente extraídos libres de caries.

8.7.2 Variables Dependientes

- Resistencia adhesiva
- Temperatura
- Humedad
- Pretratamiento de la superficie dentaria con ácido fosfórico al 37%.
- Adhesivo utilizado

9.0 INFRAESTRUCTURA

9.1 Recursos Humanos

- Tesista
- Tutor
- Asesor

9.2 Recursos Físicos

- Instalaciones de Laboratorio de Investigación en Materiales Dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología.

9.3 Recursos Financieros

- Compómeros comerciales proporcionados por el Laboratorio de Investigación en Materiales Dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología.
- Tesista.

8.7 Tipos de variables

8.7.1 Variables Independientes

- Compómero Dyract AP (Dentsply/Caulk).
- Compómero Dyract Flow (Dentsply/Caulk).
- Compómero F-2000 (3M).
- Compómero Compoglass F (Ivoclar/Vivadent).
- Compómero Compoglass Flow (Ivoclar/Vivadent).
- Resina compuesta de grupo control Esthet X (Dentsply/ De Trey).
- 60 terceros molares humanos recientemente extraídos libres de caries.

8.7.2 Variables Dependientes

- Resistencia adhesiva
- Temperatura
- Humedad
- Pretratamiento de la superficie dentaria con ácido fosfórico al 37%.
- Adhesivo utilizado

9.0 INFRAESTRUCTURA

9.1 Recursos Humanos

- Tesista
- Tutor
- Asesor

9.2 Recursos Físicos

- Instalaciones de Laboratorio de Investigación en Materiales Dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología.

9.3 Recursos Financieros

- Compómeros comerciales proporcionados por el Laboratorio de Investigación en Materiales Dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología.
- Tesista.

10.0 RESULTADOS

Los valores obtenidos en cinco sistemas de adhesión de compómeros y una resina compuesta como grupo control en esmalte y dentina se reportan en MPa en las tablas 1 y 2.

Posteriormente, se aplicó la prueba estadística ANOVA de un factor, así como también la prueba de Dunnett y Tukey.

ESMALTE

En la comparación entre compómeros se obtuvo una F de 11.574 y una $P < 0.001$, al aplicar la prueba Tukey se obtuvieron diferencias significativas ($P < 0.05$) entre F2 vs DAP, CFL, DF, CF, así como también CF vs DAP, en los restantes grupos no hubo diferencia estadísticamente significativa entre ellos.

Al comparar los sistemas de adhesión de compómeros contra el grupo control se obtuvo una F de 11.724 y $P < 0.001$. Al aplicar la prueba Dunnett se registraron diferencias estadísticamente significativas ($P < 0.05$) entre EX vs CF, DF, CFL, DAP; sin embargo con F2 no existe diferencia estadísticamente significativa.

DENTINA

En dos grupos de compómeros (DAP y DFL) no se efectuó adhesión del compómero a la dentina, debido a que no se controló la técnica de manipulación

Por lo tanto, únicamente se registraron valores para tres grupos aplicando ANOVA de un factor en donde se obtuvo una F de 20.564 y una $P < 0.001$. Al aplicar la prueba Tukey se registró una diferencia estadísticamente significativa entre F2 vs CF y CFL ($P < 0.05$). No hubo diferencia estadísticamente significativa entre CFL vs CF.

Al comparar los grupos de compómero contra el grupo control se obtuvo una F de 19.593 y una $P < 0.001$. Al aplicar la prueba de Dunnett se registró sólo diferencia estadísticamente significativa entre EX vs F2.

Respecto a los resultados obtenidos de acuerdo a la observación en el microscopio para determinar el tipo de falla (adhesiva o cohesiva) en la superficie dentaria se obtuvieron los siguientes resultados registrados en la tabla 3 y 4, así mismo se muestran las gráficas 1,2,3 y 4.

Tabla 1. Esmalte

Sistema adhesivo	Media MPa	Coefficiente de variabilidad (CV) %	Confiabilidad %
DAP/NRC/ P&BNT	9.997	42.1	57.8
DF /NRC/ P&BNT	13.800	32.34	67.65
F2/ SBA	24.044	27.71	72.28
CF/ SySC	16.745	31.33	68.6
CFL/ SySC	13.270	26.17	73.82
EX/ P&BNT	24.157	30.40	69.5

Tabla 2. Dentina

Sistema adhesivo	Media MPa	Coefficiente de variabilidad (CV) %	Confiabilidad %
DAP/NRC/ P&BNT	-----	-----	-----
DF /NRC/ P&BNT	-----	-----	-----
F2/ SBA	21.828	33.31	66.68
CF/ SySC	8.827	34.41	65.58
CFL/ SySC	9.741	34.57	65.43
EX/ P&BNT	8.107	35.31	64.68

Tabla 3. Esmalte

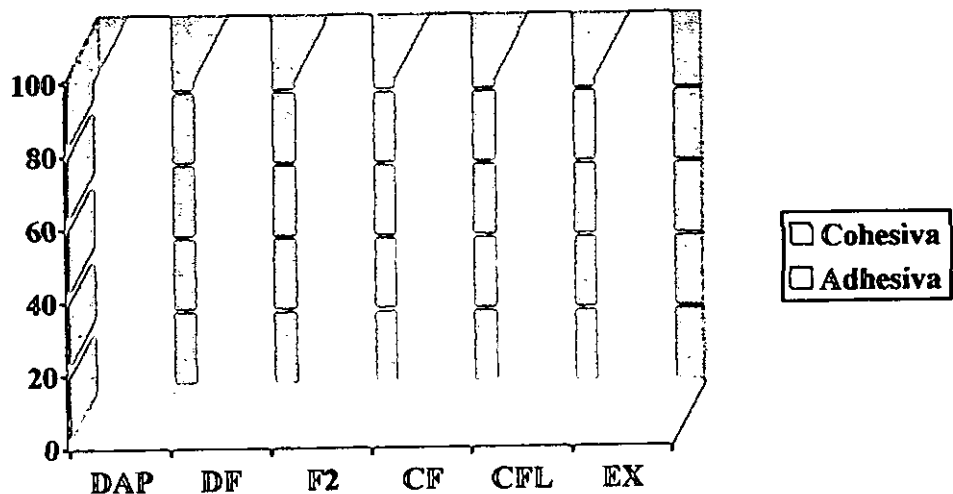
Material	Tipo de falla	A=Adhesiva %	C= Cohesiva %
DAP/NRC/ P&BNT	A	100	-----
DF /NRC/ P&BNT	A	100	-----
F2/ SBA	A y C	40	60
CF/ SySC	A y C	70	30
CFL/ SySC	A y C	90	10
EX/ P&BNT	A y C	30	70

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA

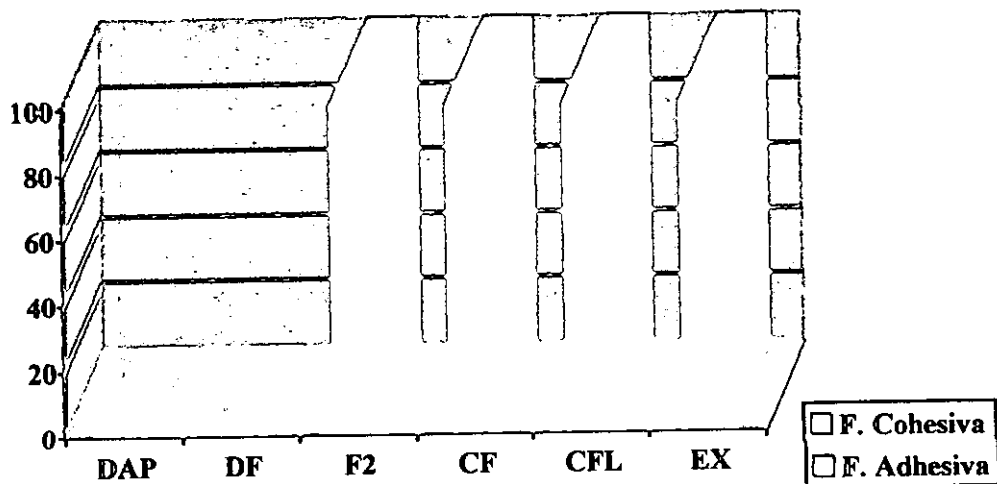
Tabla 4. Dentina

Material	Tipo de falla	A=Adhesiva %	C= Cohesiva %
DAP/NRC/ P&BNT	-----	-----	-----
DF /NRC/ P&BNT	-----	-----	-----
F2/ SBA	A y C	10	90
CF/ SySC	A	100	-----
CFL/ SySC	A	100	-----
EX/ P&BNT	A	100	-----

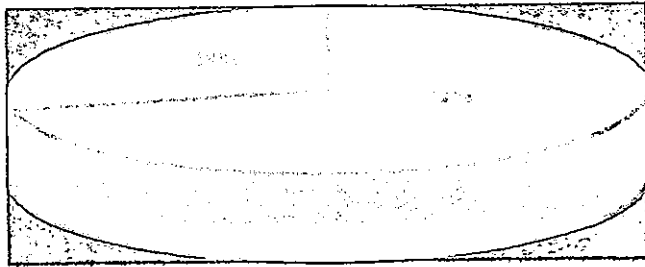
GRÁFICA 1. FALLAS ADHESIVAS Y COHESIVAS ENCONTRADAS EN ESMALTE



GRÁFICA 2. FALLAS ADHESIVAS Y COHESIVAS ENCONTRADAS EN DENTINA

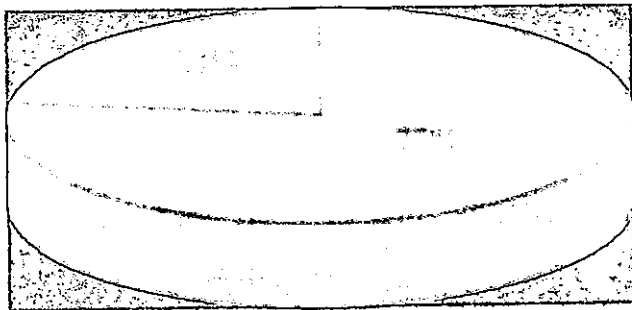


GRÁFICA 3. PORCENTAJE GLOBAL DE FALLAS ADHESIVAS Y COHESIVAS ENCONTRADAS EN ESMALTE.



- F. Adhesiva
- F. Cohesiva

GRÁFICA 4. PORCENTAJE GLOBAL DE FALLAS ADHESIVAS Y COHESIVAS ENCONTRADAS EN ESMALTE.



- F. Adhesiva
- F. Cohesiva

11.0 DISCUSIÓN

El objetivo principal de este estudio fue el de valorar la fuerza de adhesión de los sistemas de adhesión de cinco compómeros en esmalte y dentina, comparando los valores resultantes entre sí y con un grupo de resina compuesta como control.

En el presente estudio se encontró que en valores de adhesión a esmalte existe una diferencia estadísticamente significativa ($P < 0.05$) entre todos los grupos de compómeros a excepción del grupo F2/ SBA el cual obtuvo los valores más altos tanto en esmalte como dentina (24.044 MPa y 21.828 MPa respectivamente).

Cabe destacar que los compómeros DAP/ NRC/ P&BNT, DF/ NRC/ P&BNT y CFL/ SySC obtuvieron los valores más bajos en esmalte y en dentina. DAP Y DF no registran adhesión en dentina lo cual se atribuye a la técnica de no grabado sugerida por el fabricante; es importante aclarar que en el instructivo, el uso del ácido grabador no se contraindica, pero afirma que no es necesario efectuar la técnica.

Sin embargo, en un estudio realizado por Abate et.al., se concluye que la idea del fabricante con respecto a DAP el sistema preacondicionador NRC de DAP/ P&BNT y DF/ P&BNT, fue la de proveer un material con suficiente fuerza de adhesión al diente sin la necesidad de hacer el grabado de la superficie, pero sugiere que este procedimiento de grabado de la superficie dentaria específicamente en esmalte mejora los valores de adhesión; aunque en su estudio no encontraron diferencia estadísticamente significativa entre los grupos de dentina con y sin la técnica de grabado ácido.¹¹ Con base en los resultados obtenidos en esta investigación se sugiere obligatoria la técnica de grabado tanto en dentina como esmalte.

En un estudio realizado por Cortés et.al., se obtuvieron valores de adhesión en esmalte para DAP de 12.19 MPa a diferencia de los registrados en este estudio 9.997 MPa. Esto se atribuye a la técnica de grabado, además otra variante fue el uso de una máquina de pruebas Autograph AGS con una velocidad de .5 mm/mint (a diferencia de la utilizada en este estudio). De igual forma, en dicho estudio se obtuvieron valores en dentina para CF/SySC de 2.11 MPa que varían significativamente con los obtenidos en este estudio (8.827 MPa).²⁰

De igual forma, Schneider B.T.et.al., obtuvieron valores máximos de adhesión en dentina para DAP/ NRC/ P&BNT de 17.5 MPa y el mínimo de 9.5 MPa. Para CF/ SySC reportan valores máximos de 8.9 MPa y mínimo de 3.3 MPa valores similares a los obtenidos en este estudio (8.8 MPa).³⁰

J.R. Gallo et.al., realizaron un estudio de fuerza de adhesión de compómeros a dentina obteniendo valores promedio de 15.16 MPa para el compómero DAP/ NRC/ P&BNT y de 25.37 MPa en un grupo control de resina compuesta (3M SBMP Plus/ Z-100) concluyendo que en base a sus resultados se puede alcanzar valores similares a los obtenidos por sistemas adhesivos de resinas compuestas.³¹

12.0 CONCLUSIONES

- El compómero F2/SBA mostró tener los valores más altos de fuerza de adhesión en esmalte y en dentina.
- La técnica de grabado total es recomendada para incrementar los valores de fuerza de adhesión a estructuras dentales.
- La fuerza de adhesión de los compómeros es menor que la que presentan las resinas compuestas en esmalte.
- Los valores obtenidos de fuerza de adhesión en dentina por el compómero F2/SBA son mayores que los obtenidos por el grupo control.
- La mayor frecuencia del tipo de falla fue adhesiva sin embargo el grupo que obtuvo los valores mas altos de fuerza de adhesión presentó en esmalte un 60% de fallas cohesivas y en dentina 90%.

13.0 BIBLIOGRAFÍA

1. Skinner P. "La Ciencia de los Materiales Dentales" Ed. McGraw-Will. Décima edición. Philadelphia, 1998.
2. Dyract Flow. Material restaurativo fluido de compómero. Manual técnico. Dentsply México, 1998.
3. Faús Illácer V. "Restauraciones con nuevos materiales compoméricos: Dyract Flow y Dyract AP". Facultad de medicina y Odontología. Valencia España. Manual técnico, 1999.
4. Christensen G.J. "Compomers vs resin-reinforced glass ionomers", Journal American Dental Association. 1997 Apr; 128 (4): 479-480.
5. Kugel G., Perry R.D., Hoang T. and Ferrari M. "Dyract compomer: comparison of total etch vs no etch technique". General Dentistry. 1998 Nov-Dec; 46 (6): 604-606.
6. Barret V.S. et.al., "Materiales para Ingeniería. Parte III". Ed. McGraw-Hill. 1978. Pág. 326-362.
7. Guzmán Báez H. J. "Biomateriales Odontológicos de uso clínico". CAT Editores Ltda. 1990 Colombia. Pág. 31-41, 170-178, 198-201, 222-226.
8. Vega del Barrio J.M. y Baños J.L. "Materiales en odontología fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicoquímicos". Edit Avances Médico-dentales S.L, Madrid, 1996. Pág. 95-120, 222-227, 291-312, 315-331, 405-419.
9. O'Brien W. J. "Materiales dentales y su elección". Edit. Medica. 1980 pág. 68.
10. Matsumara H. "Dental Adhesives (for alloys and ceramics)". Polymeric Materials Encyclopedia. J. Salamone. De. CRS Press Vol 3, 1996. Pág. 1834-1839, 1841, 1842.
11. Abate P.F., Bertacchini M., Polack A. and Macchi L. "Adhesion of a compomer to dental structures". Quintessence International. 1997; 28 (8): 509-512.
12. McLaughlin G. "Retenedores de adhesión directa. Puente Maryland y otras alternativas". Edit. Médica panamericana. Buenos Aires, 1987. Pág. 17-22.
13. Williams T., Chens Y. and Powers J. "Bond strength of a compomer to dentin using acidic primers". American Journal of Dentistry. 1997; 22 (1): 51-54.
14. Quintero M.A., Barceló F. y Barrón A. "Actualización en adhesivos para esmalte y dentina y otros substratos. Primera parte". Práctica odontológica. 1995; 16 (2):18-23.

15. Gómez C. " Dyract AP, una alternativa de futuro en restauraciones posteriores ". Madrid, España. 14 Enero 2001. [http:// WWW.dentsply- iberia.com/Noticias/Clínicas N13.htm](http://WWW.dentsply-iberia.com/Noticias/Clínicas N13.htm).
16. Dolrudee J. and White G.E. " Bond strengths of composite resin and compomers in primary and permanent teeth ". *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 1997; 21 (3): 223-229.
17. El Kalla I.H. and García-Godoy. " Bond strength and interfacial micromorphology of four adhesive systems in primary and permanent molars ". *Journal of Dentistry for Children*. May-Jun 1998; 169-176.
18. Barceló F., Guerrero J. y Barrón B. " Estudio comparativo de seis sistemas de un paso para adhesión a esmalte y dentina ". *Práctica Odontológica*. Octubre 2000; 21(10): 11-14.
19. Mjör Ivar A. " Advances in Glass- Ionomer cements ". Edit Quintessence Publishing Co In. Germany 1999; 15-43.
20. Cortés O., García C., Pérez L. and Bravo L.A. " A comparison of the bond strength to enamel and dentin of two compomers; an in vitro study ". *ASDC Journal of Dentistry for Children*. Jan-Feb 1998; 65(1): 29-31.
21. El-Kalla I.H. and García-Godoy. " Mechanical Properties of compomers restorative materials ". *Operative Dentistry*. Jan-Feb 1999; 24 (1): 2-8.
22. Zafer C. and Engin U. " Effect of surface conditioning on the shear bond strength, of compomers to human primary and permanent enamel ". *American Journal of Dentistry*. Feb.1999; 12 (1): 26-30.
23. Cortés O. and García-Godoy. " Bond strength of resin-reinforced glass ionomer cements after enamel etchin ". *American Journal of Dentistry*. 1993; (6): 299-301.
24. Peutzfeldt A. " Compomers and glass ionomers, bond strength to dentin and mechanical properties ". *American Journal of Dentistry*. Dec. 1996; 9 (6): 259-63.
25. Newman M. " Visible light and visible light-activated composite resins ". *Journal Prosthetic Dentistry*. (50): 31-35.
26. Basañez E., González JR., et al. " Resistencia a la compresión, resistencia flexural, módulo flexural y profundidad de curado de compómeros ". *Revista de la División de Estudios de Posgrado de Investigación de la Facultad de odontología UNAM*. Julio-dic 2000, Año 4 No. 1516. Pág. 7-15.
27. Kusunoki M., Kazuo I. and Hisamitsu, " Marginal adaptation of comercial compomers in dentin cavity ". *Dental Materials*. 1998; 17 (4): 321-327.

28. Krejci I., Schüpbach P., Balmelli F. and Lutz F. " The ultrastructure of a compomer adhesive interface in enamel and dentin, and its marginal adaptation under dentinal fluid as compared to that of a composite ". *Dental Materials*. Sep. 1999; (5): 349-358.
29. Prati C., Chersoni S., Cretti L. and Montanari G. " Retention and marginal adaptation of a compomer placed in non-stress-bearing areas used with the total etch technique: a 3-year retrospective study ". *Clinical Oral Investigation*. 1998; 2: 168-173.
30. Schneider B.T., Baumann M.A., Watanabe L.G. and Marshall Jr. W.G. " Dentin shear bond strength of compomers and composites". *Dental Materials*. Oct. 1999; 16 (2000): 15-19.
31. Gallo J.R., Smith C., Xu X. and Burgess J. " Shear bond strength of self-etching adhesive Systems with Compomers". *Journal Dental Restauration*. (80): 2001.