



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**ESTUDIO COMPARATIVO *IN VITRO* DE RESISTENCIA
AL DESALOJO DE UNA RESTAURACIÓN DE RESINA
COMPUESTA UTILIZANDO ADHESIVOS DE QUINTA Y
SEXTA GENERACIÓN**

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
C I R U J A N A D E N T I S T A**

P R E S E N T A:

MIRIAM LIZBETH MARTÍNEZ SALAZAR

TUTORA: DRA. MARIANA LATORRE GARCÍA

ASESOR: DR. CARLOS ANDRÉS ÁLVAREZ GAYOSSO



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.

Ha concluido una etapa del camino que decidí recorrer, en estos años he aprendido muchas cosas que me servirán en el desarrollo de la vida profesional, sin embargo, hay muchas expectativas más por cumplir y el verdadero desafío empieza ahora, también he comprendido que solo las personas que te aman te acompañan en los momentos buenos y malos de formas distintas, pero no menos importantes, a todos ellos les dedico este logro y espero que sigamos unidos como hasta hoy.

La vida es bella pese a las dificultades que nos ha tocado sobrellevar, espero que los sueños trazados se cumplan y las expectativas forjadas se realicen en el transcurso de un tiempo cercano, son los deseos que tengo para el futuro y para aquellos que amo.

A mi familia por la paciencia y por lo que me brindan incondicionalmente

Gracias

A MI QUERIDA MADRE:

Por tu ejemplo, lucha, esfuerzo, sacrificio
y entrega constante.
Por tu incondicional apoyo, aliento y estímulo.
Por ti y para ti, es esta meta que cumplimos juntas.
Te Amo.

A MI TIA JULIA:

Por tu apoyo y ayuda incondicional
por estar siempre a mi lado en
los momentos más difíciles.
Simplemente sin ti no hubiese sido posible.
Gracias por todo.

A MIS ABUELITOS:

(Marcos y Josefina)
Porque gracias a su cariño, guía
y apoyo he realizado uno de mis
mayores anhelos; fruto del amor,
dedicación y confianza que en mi
han depositado.
Con cariño, admiración y
respeto: Gracias.

A MI HERMANA:

Porque me comprendes,
por tu forma diferente de ver la vida
porque me escuchas y me brindas tu ayuda.
Porque contigo he aprendido mucho.
Gracias.

A MIS TIOS:

Porque cada uno de ustedes,
en etapas distintas de mi desarrollo,
me brindaron amor, confianza, apoyo
y orientación.

Con amor a **RENÉ** por
llenar mi vida de felicidad
y por apoyarme siempre.
Gracias.

En especial muchas gracias a la
Dra. Mariana Latorre García y al
Dr. Carlos Andrés Álvarez Gayosso
ya que sin su amplia disposición y
amabilidad no hubiese podido
realizar este trabajo.

A MIS PRIMOS:

(Irma, Yola, Israel, Fernando)
Por que cada uno de ustedes
me brindaron su ayuda de distinta forma.
Gracias simplemente.

Muchas gracias al
Dr. Juan Alberto Sámano Maldonado
por confiar en mi y darme la oportunidad
de una tener experiencia de docencia
en la facultad. Por ser un ejemplo a seguir.

Al Dr. José Antonio Delgado C.
Por la confianza, la infinita paciencia,
comprensión y por la oportunidad de
desarrollarme como profesional. Gracias.

A MIS AMIGOS:

(Diana, Yunuen,
Enrique, Alejandro)
Gracias por su apoyo y
colaboración en los momentos
difíciles. Gracias por estar cerca
cuando más lo necesite.

A todos los doctores del
Laboratorio de Materiales Dentales
del DEPEl ya que sin su colaboración,
disposición y amabilidad no hubiese
podido realizar este trabajo.

Y mil gracias a todos mis
pacientes que tuvieron
confianza en mi, contribuyendo
en gran parte a mi formación.

A DIOS por darme fuerza y sabiduría cada vez que se lo pedi

Agradezco al Proyecto PAPIIT-IN 114608

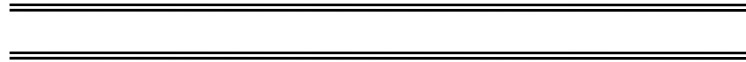
por el apoyo recibido para

la realización de este trabajo de investigación.

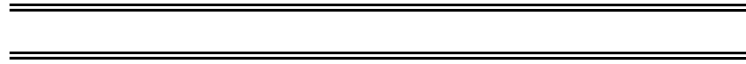


ÍNDICE

1.0	RESUMEN.....	01
2.0	INTRODUCCIÓN.....	02
3.0	MARCO TEÓRICO.....	05
	3.1 TEJIDOS DENTARIOS.....	05
	3.1.1 Esmalte.....	05
	3.1.2 Dentina.....	07
	3.2 ADHESIÓN.....	09
	3.2.1 Definición.....	09
	3.2.2 Adhesión física o mecánica.....	09
	3.2.2.1 Retención mecánica.....	10
	3.2.3 Adhesión química.....	11
	3.2.4 Factores que intervienen en la adhesión.....	12
	3.2.4.1 Superficie de contacto.....	12
	3.2.4.2 Adaptación.....	12
	3.2.4.3 Energía superficial.....	12
	3.2.4.4 Humectación.....	13
	3.2.4.5 Ángulo de contacto.....	13
	3.2.5 Requisitos a considerar para lograr una alta adhesión.....	14
	3.2.6 Adhesión a tejidos dentarios.....	15
	3.2.6.1 Adhesión a esmalte.....	15
	3.2.6.2 Adhesión a dentina.....	19
	3.2.7 Unión con grabado ácido.....	22



8.0	METODOLOGÍA.....	66
8.1	Tipo de estudio.....	66
8.2	Variables.....	66
8.2.1	Variables dependientes.....	66
8.2.2	Variables independientes.....	66
8.3	Criterios de selección.....	66
8.3.1	Criterios de inclusión.....	66
8.3.2	Criterios de exclusión.....	67
8.4	Población de estudio	67
8.5	Selección de la muestra.....	67
8.6	Diseño experimental.....	67
8.6.1	Recursos físicos.....	67
8.6.2	Recursos biológicos.....	68
8.6.3	Recursos materiales.....	68
8.7	Método.....	70
9.0	RESULTADOS.....	82
10.0	DISCUSIÓN.....	84
11.0	CONCLUSIONES.....	90
12.0	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	91



NDICE DE FIGURAS

Pag

Fig. 01	Corte de dentina en donde observamos sus componentes ⁽⁵⁾ .	07
Fig. 02	Dentina intertubular y peritubular ⁽⁵⁾	08
Fig. 03	Ángulo de contacto de 2 materiales diferentes ⁽⁵⁸⁾	14
Fig. 04	Patrón Tipo I ⁽⁷⁾	17
Fig. 05	Patrón Tipo II ⁽⁷⁾	17
Fig. 06	Patrón Tipo III ⁽⁷⁾	18
Fig. 07	Smear Layer o barrillo dentinario ⁽⁸⁾	20
Fig. 08	Obliteración de los túbulos dentinarios ⁽⁸⁾	21
Fig. 09	Una vez realizado el grabado ácido ⁽⁸⁾	21
Fig. 10	Capa Híbrida ⁽²²⁾	21
Fig. 11	Tags de resina ⁽²²⁾	21
Fig. 12	Adhesivos de quinta generación en “una botella” ⁽⁴⁾	33
Fig. 13	Sistemas adhesivos de autograbado ⁽⁴⁾	38
Fig. 14	Molares extraídos previos a la realización de la prueba ^(fuente directa)	70
Fig. 15	Material para montaje en acrílico ^(fd)	70
Fig. 16	Molar sujeto en acrílico ^(fd)	70
Fig. 17	Realización de los cortes ^(fd)	71
Fig. 18	Cortes almacenados en agua desionizada ^(fd)	71
Fig. 19	Cortes montados en acrílico en el hacedor de muestras ^(fd)	72
Fig. 20	Cortes montados en acrílico en el hacedor de muestras ^(fd)	72
Fig. 21	Fresa de carburo como guía ^(fd)	72
Fig. 22	Fresa de diamante terminado ^(fd)	72
Fig. 23	Cavidad ^(fd)	73
Fig. 24	Material de estudio adhesivo de 2 pasos ^(fd)	74
Fig. 25	Grabado ácido (15 s) ^(fd)	74
Fig. 26	Aplicación de adhesivo Excite ^(fd)	74
Fig. 27	Fotopolimerización del adhesivo ^(fd)	75

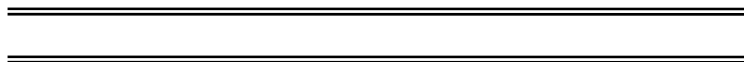


Fig. 28	Colocación de la resina en bloque ^(fd)	75
Fig. 29	Cavidad obturada ^(fd)	75
Fig. 30	Fotopolimerización de la resina ^(fd)	75
Fig. 31	Material de estudio adhesivo autograbante ^(fd)	77
Fig. 32	Aplicación de adhesivo autograbante ^(fd)	77
Fig. 33	Fotopolimerización del adhesivo ^(fd)	78
Fig. 34	Muestra en soporte para pulirla ^(fd)	78
Fig. 35	Muestra en el pulidor ^(fd)	79
Fig. 36	Muestra colocada en la base para ejercer la carga ^(fd)	79
Fig. 37	Base colocada en la máquina universal de pruebas mecánicas Instron ^(fd)	80
Fig. 38	Aplicación de la carga 1mm por min ^(fd)	80
Fig. 39	Muestras separadas por grupos para realizar termociclado ^(fd) ..	81
Fig. 40	Muestras sometidas a 600 ciclos de termociclado ^(fd)	81
Fig. 41	Muestras sumergidas a 5 ± 1 °C ^(fd)	81
Fig. 42	Muestras sumergidas a 55 ± 1 °C ^(fd)	81

TABLAS

Tabla 1	Clasificación combinada de las resinas compuestas ^(fd)	49
Tabla 2	Factores que influyen en la reacción de polimerización de las resinas compuestas ⁽⁴²⁾	56
Tabla 3	Medias obtenidas de los dos sistemas adhesivos ^(fd)	80

GRÁFICAS

Gráf. 1	Medias obtenidas de los dos sistemas adhesivos ^(fd)	82
Gráf. 2	Medias obtenidas de los grupos 1 y 2 sin termociclado.....	83
Gráf. 3	Medias obtenidas de los grupos 3 y 4 con termociclado.....	83
Esq. 1	A: Acrílico C: Corte D: Dentina E: Esmalte M: Material de obtención ⁽⁴⁷⁾	76



1.0 RESUMEN

El uso de sistemas de adhesión se ha convertido en un proceso cotidiano y de gran importancia en la odontología restauradora, ya que por medio de los adhesivos se han logrado realizar tratamientos más conservadores. Por esa razón, el fenómeno de adhesión es el proceso que más ha evolucionado en la odontología en las últimas décadas, ya que hoy en día existen sistemas de adhesión mucho más eficientes y confiables que permiten efectuar tratamientos con unión mecánica a la dentina, tan resistente o mayor como la propia adhesión a esmalte. **Objetivo:** Evaluar la resistencia al desalojo de una resina compuesta utilizando dos sistemas adhesivos de diferentes generaciones y misma casa comercial (Adhese One® y Excite®), antes y después de ser sometidos a termociclado. **Método:** Se obtuvieron cortes de dentina humana de 40 molares que se montaron en acrílico y fueron perforadas con fresas de 3.45mm de diámetro. Las cavidades se obturaron con resina utilizando dos sistemas adhesivos siguiendo las instrucciones del fabricante. Veinte muestras fueron sometidas a carga a una velocidad de 1.0mm/min y las 20 muestras restantes después de ser termocicladas (600 ciclos 5°C -55°C) fueron sometidas a la misma carga. **Resultados:** El análisis estadístico de los valores obtenidos mostró que Adhese One obtuvo valores mayores de resistencia al desalojo (22.411 MPa) en comparación con Excite (13.167 MPa) sin haber sido sometidos a termociclado. Por otro lado, las muestras termocicladas de Adhese One obtuvieron (20.447 MPa) y Excite (11.883 MPa). Al comparar estos dos sistemas adhesivos se observó una diferencia estadísticamente significativa. **Conclusiones:** El estudio de resistencia al desalojo indica que los sistemas autograbantes son cada vez mejores y con menos deficiencias.



2.0 INTRODUCCIÓN

Hoy en día, dos aspectos tienen gran importancia en el desarrollo de nuevos biomateriales: uno es el aspecto estético, es decir, que sean lo más parecido posible a las estructuras dentarias, y el segundo, la posibilidad de obtener unión química primaria a los tejidos dentarios, de manera que al unirse íntimamente al diente, se disminuya la interfase diente-restauración, y se evite la recurrencia de caries a ese nivel. Aunque se ha avanzado, todavía no se obtiene un material ideal. ⁽¹⁾

Entre los biomateriales restauradores estéticos que logran resultados ópticos satisfactorios se encuentran las resinas compuestas. Este tipo de biomaterial restaurador, a pesar de ser mínima, siempre presenta una interfase con el diente debido a los fenómenos de contracción que sufre al polimerizar, lo que se traduce en un sellado marginal imperfecto que permite la aparición de una brecha con la consiguiente filtración marginal. ⁽²⁾

Este proceso se conoce como microfiltración y es definido como un pasaje clínicamente indetectable de bacterias, fluidos, moléculas y/o iones entre las paredes cavitarias y el material de restauración aplicado. Este fenómeno puede traer consecuencias tales como hipersensibilidad dentaria, irritación pulpar, permitir el paso de bacterias a través del margen de la restauración que pueden producir caries recurrentes y contribuir a la corrosión, disolución o decoloración de ciertos materiales dentales. ⁽³⁾

Debido a que las resinas compuestas no logran la deseada unión química con el tejido dentario se recurre a la adhesión micromecánica que se obtiene a través de las técnicas de grabado ácido y el uso de adhesivos a esmalte y a dentina.



Probablemente por esa razón, el fenómeno de adhesión es el proceso que más ha revolucionado la odontología en las últimas décadas, ya que hoy en día existen sistemas de adhesión mucho más eficientes y confiables que permiten efectuar tratamientos con unión mecánica a la dentina, tan resistente o mayor como la propia adhesión al esmalte. ⁽⁴⁾

La adhesión duradera y confiable requiere en odontología del conocimiento y características tanto de los sustratos dentinarios, esmalte y dentina, como de los sistemas adhesivos amelo-dentinarios.

Los dos sustratos dentarios son por naturaleza muy diferentes, la dentina es un tejido vivo, es la prolongación anatomofisiológica del parénquima pulpar. El esmalte es un tejido inerte. Los actuales sistemas adhesivos son fabricados para responder a las exigencias radicalmente diferentes de los dos sustratos ⁽⁵⁾

A través del tiempo se ha presentado un avance en el desarrollo tecnológico de los sistemas adhesivos. En dicha evolución se ha pasado del uso de sistemas que requieren el uso de múltiples pasos, a sistemas que en la práctica clínica requieren de una sola aplicación. Se debe tener en cuenta que el adhesivo a seleccionar debe en primera instancia, lograr una unión fuerte y permanente a esmalte y dentina; con esta fuerza se va a obtener una resistencia óptima a las fuerzas generadas por la masticación y se disminuye la microfiltración.

La mayoría de las investigaciones que se desarrollan en el ámbito odontológico tienen como finalidad sintetizar nuevos sistemas adhesivos con mejores componentes y menor número de pasos clínicos, aunque esta simplificación de las fases clínicas en la técnica de adhesión no implique necesariamente mejoras en la fuerza de adhesión, menor microfiltración o



una disminución importante del tiempo total de trabajo. Por ello Ivoclar Vivadent ha desarrollado el sistema adhesivo llamado Adhese One® el cual, de acuerdo con lo mencionado por el fabricante, presenta características semejantes al sistema adhesivo Excite® con respecto a altos valores de adhesión a dentina y esmalte, así como un sellado efectivo de las superficies de la dentina gracias a las partículas de nanorellenos, estabilidad dimensional, menor contracción de polimerización y mejores propiedades mecánicas.

Debido a que muchos de los datos con los que se cuentan sobre el nuevo sistema de adhesión son proporcionados por el fabricante, a través del presente estudio se analizarán comparativamente los dos sistemas adhesivos *in vitro*, a saber, Adhese One® y Excite®, con el fin de evaluar su adhesión mediante la resistencia al desalojo y conocerán si existen diferencias significativas entre los dos sistemas adhesivos utilizando la técnica de colocación señalada por el fabricante.



3.0 MARCO TEÓRICO

3.1 TEJIDOS DENTARIOS

La utilización de los sistemas de adhesión se ha convertido en un proceso cotidiano y de gran importancia en la odontología restauradora, ya que por medio de los adhesivos se han logrado realizar tratamientos más conservadores. Éstos se emplean directamente sobre estructuras dentarias que están conformadas por diferentes tejidos los que difieren en composición, orden y estructura. Esto determinará una forma específica de adhesión al material restaurador.

3.1.1 ESMALTE

El esmalte es el tejido más mineralizado del cuerpo humano, compuesto por hidroxiapatita aproximadamente en un 96%, de agua en un 4% y de colágeno en un 1%. El esmalte posee una superficie lisa cubierta por una capa de humedad y una película de material orgánico correspondiente a proteínas y polisacáridos provenientes de la saliva que se depositan sobre su superficie, razón por la cual no se puede pensar en cualquier tipo de adhesión sobre él sin realizar primero un procedimiento de acondicionamiento, el cual en la mayoría de los casos, se realiza con ácido ortofosfórico al 37%.

Este procedimiento produce irregularidades en la superficie del esmalte, además de lograr la manifestación de toda la energía superficial que posee el esmalte, facilitando el escurrimiento del líquido adhesivo, la penetración de éste en su estructura y por consiguiente la mejor formación de una zona híbrida compuesta tanto por esmalte como por prolongaciones del adhesivo en él.^(6, 7)



Su contenido mineral es representado básicamente por la hidroxiapatita que se encuentra en la forma de cristales dispuestos de manera muy organizada con características de bastones o barras, constituyendo unidades estructurales denominadas prismas. El diámetro de esos prismas puede llegar a cerca de 5 μm , con una morfología muy semejante a la de un agujero de cerradura. En la región periférica de las barras, se encuentra la región interprismática, complementando la estructura cristalina característica del esmalte. Lo que diferencia esas dos regiones es simplemente la orientación y disposición de los cristales de hidroxiapatita. Mientras en la región de los prismas los cristales buscan seguir su largo eje, en la región interprismática hay una inclinación progresiva de esos cristales hasta encontrarse con otros cristales de otros prisma, formando una especie de depresión denominada de vaina. Esas diferentes orientaciones de los cristales permiten, durante el acondicionamiento ácido del esmalte, la formación de sapiencias y depresiones que facilitan la microrretención de los sistemas adhesivos. ⁽⁸⁾

La porción orgánica del esmalte es básicamente de naturaleza proteica, pero no de origen colágena, lo que la distingue de otros tejidos mineralizados que normalmente son de naturaleza conjuntiva. Entre esas proteínas se destacan las amelogeninas y las no-amelogeninas, que pueden ser representadas por las enamelinas y las glicoproteínas. ⁽⁸⁾

3.1.2 DENTINA

La dentina es un tejido conjuntivo avascular y mineralizado, que forma la mayor parte del órgano dentario, está revestida por esmalte en su porción coronal y por cemento a nivel radicular, su composición varía según la edad del individuo, pero se acepta que en un 70% está constituida por material inorgánico (cristales de hidroxiapatita, fosfatos cálcicos y sales minerales), 18% por materia orgánica (colágeno tipo I) y 12% por agua (variando con la edad del individuo).^(6, 7) (Figura 1)

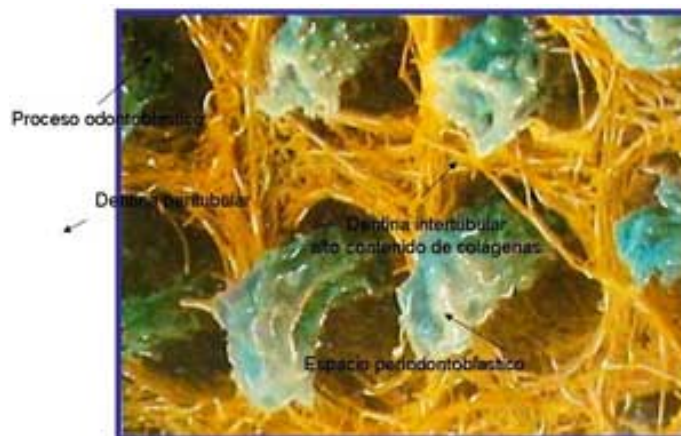


Figura 1 Corte de dentina en donde observamos sus componentes⁽⁵⁾

En la dentina se encuentran los túbulos o canaliculos dentinarios que constituyen una de las características más importantes de la dentina, al interior de los cuales se ubican las prolongaciones citoplasmáticas de los odontoblastos, además de una terminación nerviosa y el fluido dentinario. Los odontoblastos se encuentran situados a su vez en la capa más externa de la pulpa dentaria y su función es elaborar microfibrillas de colágeno. Alrededor de estos canaliculos se dispone una matriz de fibras colágenas y un sistema intercelular integrado por carbohidratos.⁽⁷⁾ Los canaliculos dentinarios varían tanto en número (su cantidad disminuye de 45000 por mm^2 aproximadamente a nivel pulpar a cerca de 20000 por mm^2 a nivel del



límite amelodentinario en la dentina coronal), como en diámetro (su diámetro en el límite pulpodentinario es de alrededor de 3 micrómetros y en el límite amelodentinario de 1 micrómetro) y su dirección dependerá de la superficie en que se encuentren (en el plano oclusal son perpendiculares a él, y en la raíz son perpendiculares al eje longitudinal del diente).⁽⁶⁾

La dentina está estructurada en dos partes distintas:

- Dentina peritubular: Zona anular transparente que rodea el espacio canalicular, con un grosor menor a 1 micrómetros. En la actualidad algunos la han llamado dentina intratubular.
- Dentina intertubular: Espacio comprendido por fuera de la dentina peritubular y forma la mayor parte de este tejido. Es menos mineralizada y está formada por numerosas fibrillas de colágeno envueltas en la sustancia intercelular amorfa.⁽⁶⁾ (Figura 2)



Figura 2. Dentina intertubular y peritubular ⁽⁵⁾



3.2 ADHESIÓN

Probablemente, el fenómeno de adhesión es el proceso que más ha revolucionado la odontología en las últimas décadas, por ello se requiere conocer algunos conceptos.

3.2.1 Definición

La palabra adhesión viene del latín *adhaerere*, formada por: *ad* (para) y *haerere* (pegarse). Adhesión es la unión de una sustancia a otra. La adhesión se refiere a la interacción de las fuerzas o energías entre los átomos o moléculas en una interfase que mantiene juntas a dos estructuras. El periodo de tiempo que perdura la unión se denomina durabilidad. El fenómeno adhesivo es crítico en muchos biomateriales dentales, incluyendo la unión de porcelanas a metales y por supuesto la adhesión de resinas compuestas a estructuras dentales.⁽⁹⁾

De acuerdo a lo anterior, la adhesión se clasifica según los mecanismos que se utilicen para lograrla, en dos categorías: Adhesión de tipo mecánica y adhesión de tipo química.

3.2.2 Adhesión de tipo física o mecánica: Se produce a través de un entrecruzamiento de dos fases a unir o bien por la generación de tensiones entre las dos superficies. De acuerdo a lo anterior, la adhesión mecánica a su vez puede ser:^(2,10)

- *Adhesión macromecánica:* Es aquella en que las partes quedan trabadas en función de la morfología macroscópica de ellas, dadas por ejemplo a través de tallados cavitarios, que buscan retención y anclaje, tales como paredes retentivas, surcos, pines, etc.



- *Adhesión micromecánica*: Es la unión entre dos superficies a través de una trabazón entre las partes a unir o por la generación de tensión entre las mismas, pero a diferencia de la anterior las partes se traban en función de su morfología microscópica, o sea la diferencia entre ambos tipos de adhesión es la magnitud del fenómeno que las genera (es o no visible al ojo humano) ⁽²⁾

Este tipo de adhesión es considerado el más importante mecanismo por el cual las resinas compuestas se unen tanto a esmalte como a dentina y esto ocurre cuando la resina compuesta se infiltra por las porosidades dejadas por el grabado ácido en la superficie del esmalte y dentina formando lo que se conoce como capa híbrida.

3.2.2.1 Retención mecánica

Cualquiera de sus tipos se puede lograr por:

- *Efectos geométricos*: Están en relación a las formas que presentan las superficies, como por ejemplo, poros, rugosidades, diseño cavitario, etc., ya sea de tipo macroscópico o microscópico. Estas formas son las que producen el anclaje necesario para mantener unidas las partes; por ejemplo, la penetración de un adhesivo en las irregularidades microscópicas (surcos y poros), en la superficie del sustrato. Un fluido o líquido adhesivo semiviscoso es mejor para este procedimiento, ya que penetra en los defectos de la superficie. Después del endurecimiento del material, las múltiples proyecciones adhesivas embebidas en la superficie adherente proporcionan el anclaje para el mecanismo de fijación (retención). Otra forma de adhesión mecánica por efecto geométrico es el diseño de una



preparación cavitaria, a través del cual se retiene una restauración.
(2,11)

- *Efectos reológicos*: Están dados por los cambios volumétricos o dimensionales que experimentan los materiales al endurecer, produciendo tensiones que ayudan a generar la adhesión. (2,11)

3.2.3 Adhesión de tipo química: En ésta se generan fuerzas o enlaces químicos entre las partes con base en la interacción entre los átomos y moléculas de sus componentes. Es la generación submicroscópica de fuerzas que impiden la separación de las partes, basadas en la interacción de los componentes de sus estructuras, ya sean átomos o moléculas. (2)

Esta unión química puede ser mediante:

a) *Uniones químicas, primarias o interatómicas*: Éstas se dan entre átomos y son de tipo iónicas, covalentes o metálicas y para que ocurran, las partes a unir deben estar a Amstrong de distancia entre sí. Estas uniones son de alta energía y muchos la consideran como el verdadero mecanismo para una real adhesión.

b) *Uniones secundarias*: Estas uniones se dan entre moléculas, y pueden ser de tipo dipolo permanentes o fluctuantes y son relativamente débiles, como las fuerzas de Van der Waals, de dispersión de London. (2, 9,12)



3.2.4 Factores que intervienen en la adhesión

3.2.4.1 Superficie de contacto:

Los tejidos dentarios y las restauraciones poseen numerosas irregularidades en su superficie y, en general, aunque parezcan clínicamente lisas, están lejos de serlo a un nivel microscópico y atómico. Para obtener un máximo de adhesión, estos vacíos deben ser eliminados. El problema se reducirá si se utiliza un elemento fluido que ocupe las irregularidades de la superficie adherente y así permita compatibilizar las superficies de ambos sólidos y mantenga en posición a los materiales participantes de la unión. ⁽¹³⁾

3.2.4.2 Adaptación:

Las superficies a unir deben corresponderse entre sí de la mejor manera posible, es decir, cuando entren en contacto, ojalá queden en su totalidad una junto a la otra a la menor distancia posible, pudiendo de esta manera favorecer la unión de tipo química, aunque las superficies parezcan lisas no lo son, para lograr una adhesión óptima deben eliminarse estos vacíos provocados por las irregularidades, y para ello se utiliza un elemento fluido que, al interponerse entre ellas, ocupe estas irregularidades reduciéndolas de alguna forma y lograr compatibilizar ambas superficies sólidas y así mantener en posición los materiales que participan en el proceso de unión. ^(13,14)

3.2.4.3 Energía superficial:

La energía superficial es la fuerza de atracción que producen los enlaces no saturados en la superficie de los cuerpos. Estos enlaces no saturados se producen porque los átomos que quedan hacia la superficie no tienen todos sus enlaces saturados en comparación con los que están en el espesor de la materia. En los líquidos, esta energía superficial se denomina tensión superficial y hace posible que éste forme gotas. Para que exista adhesión, las superficies deben ser atraídas entre sí hacia su interfase. Tal condición



debe existir independientemente del estado (sólido, líquido), de las superficies. A mayor energía de superficies, mayor capacidad de adhesión.

(9,14)

3.2.4.4 Humectación:

Cuando dos superficies sólidas se ponen en contacto, a nivel microscópico quedan espacios entre ellas que impiden la total e íntima coadaptación de las superficies, esta proximidad a nivel atómico es imprescindible para generar adhesión de tipo primaria. La forma de subsanarlo es interponiendo un líquido entre ambas partes, de modo que se introduzca por los espacios vacíos y permita, a través de él una coadaptación con ausencia de poros o espacios. Como condición se requiere que el líquido tenga íntimo contacto y fluya fácilmente sobre la superficie, creando una capa delgada y continua; a esta capacidad de fluir y adaptarse íntimamente a la superficie se le denomina humectancia. ^(9,14)

3.2.4.5 Ángulo de contacto:

Para que un líquido moje una superficie sólida (que el adhesivo se adapte bien al sólido), es necesario que éste atraiga hacia sí al líquido y a la vez que éste se deje atraer. La forma para determinar que este fenómeno se produzca adecuadamente es evaluando la magnitud del ángulo que se produce entre la gota del adhesivo líquido sobre la superficie del sólido, esto es llamado ángulo de contacto. Este ángulo se forma entre la tangente a la periferia de la gota que forma el líquido adhesivo y la superficie del sólido. (Figura 11) Mientras menor sea el ángulo que se forma, es mejor la humectancia y por consiguiente la capacidad de adhesión. Si las moléculas del adhesivo son atraídas por las moléculas del adherente con igual o mayor intensidad que entre ellas mismas, el líquido adhesivo se difunde completamente sobre la superficie del sólido y no se forma ningún ángulo.

(9,14)

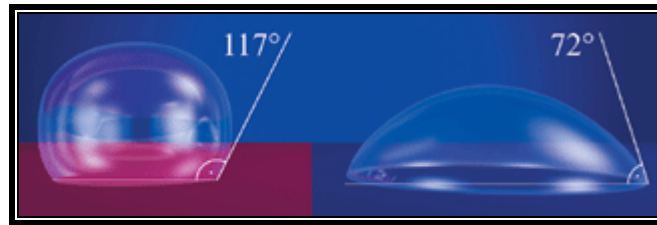


Figura 3.Ángulo de contacto de 2 materiales diferentes ⁽⁵⁸⁾

3.2.5 Requisitos a considerar para obtener una alta adhesión:

- Las superficies a adherir deben estar limpias, secas y no contaminadas, de manera que manifiesten toda su energía superficial.
- El adhesivo debe presentar baja viscosidad, de manera de mojar completamente la superficie y así dejar una capa delgada sobre el adherente.
- Debe existir compatibilidad química entre el adhesivo y el adherente, para permitir en lo posible, la generación de enlaces químicos de tipo primario.
- Debe lograrse una adaptación íntima de las partes a unir para facilitar la reacción entre ellas, o para lograr una buena retención micromecánica.
- Es deseable una alta energía superficial de las partes a unir.
- Se debe usar un adhesivo adecuado, o en su defecto, un agente de enlace que cumpla con un papel similar. ⁽⁹⁾



3.2.6 Adhesión a tejidos dentarios

3.2.6.1 Adhesión a esmalte

Fue Buonocore en 1955 quien buscando una mejor adhesión de las resinas acrílicas al esmalte dentario humano, el que realizó por vez primera la técnica de grabado ácido sobre el esmalte, técnica que consistía en aplicar sobre la superficie del esmalte, una solución de ácido fosfórico al 85% la cual alteraba la morfología del esmalte para lograr microporosidades.⁽¹⁵⁾ Con esto se logró un incremento de la resistencia adhesiva de la resina acrílica al esmalte grabado frente al no grabado. En ese momento Buonocore atribuyó estos resultados a varios factores:

- Un gran aumento en la superficie de esmalte disponible para la interacción con la resina como resultado del proceso de grabado.
- La exposición de la trama orgánica del esmalte que entonces sirve de trama para la adhesión.
- Una remoción de la estructura adamantina superficial inerte, con exposición de una superficie reaccional fresca.
- Formación de una superficie diferente, debido a la precipitación de sustancias nuevas, como oxalatos cálcicos, a los cuales el material se puede adherir.

Trabajos posteriores ⁽¹⁵⁾ explicaron que al grabar el esmalte, se producían irregularidades que eran llenadas por resinas y formaban así los llamados tags que permitían la unión del material a la superficie grabada. El grabado ácido remueve cerca de 10 micrómetros de la superficie del esmalte y crea poros en un rango de 5 a 50 micrómetros de profundidad. Cuando la resina adhesiva es aplicada, ésta fluye dentro de las microporosidades y polimeriza en ellas, creando una adhesión micromecánica al esmalte. El grabado ácido también aumenta la humectancia y duplica la energía superficial libre del



esmalte. Esta acción del grabado ácido conjuntamente con la aplicación del biomaterial adhesivo de baja viscosidad que moja esta superficie de alta energía, permite que penetre en las irregularidades de ella por humectancia y capilaridad, y produzcan el llamado efecto geométrico, el cual se logra al polimerizar la resina formando los tags (extensión de la resina dentro de las microporosidades) logrando una fuerte unión micromecánica con el esmalte. También se produce un efecto reológico, producto del cambio dimensional (contracción de polimerización) que sufre el adhesivo al endurecer. ⁽¹⁵⁾

Durante años, el tiempo de grabado del esmalte fue de 60 seg., pero estudios recientes indican que puede reducirse hasta 15 seg., logrando los mismos cambios morfológicos. En cuanto a la concentración del ácido, la que ha dado mejores resultados es la del ácido fosfórico al 37%. ⁽¹⁵⁾

Han aparecido alternativas de grabado ácido para el esmalte y la dentina simultáneamente, con ácidos más débiles que el tradicional ácido fosfórico:

- Ácido maléico al 10%
- Ácido nítrico al 2.5%
- Ácido fosfórico al 10%
- Ácido cítrico al 10%
- Ácido oxálico al 2.5%

El uso de estos ácidos no deja la misma superficie de apariencia opaca como la obtenida con el ácido fosfórico. Algunos estudios indican que este factor no afecta negativamente la unión adhesiva. Sin embargo, otros estudios plantean que estos ácidos débiles entregan una significativa disminución en las fuerzas de unión, debido a que su baja concentración no realiza un grabado eficiente en el esmalte, el cual posee una alta resistencia por su



grado de mineralización. Las consecuencias clínicas del grabado del esmalte con ácidos débiles aún no son totalmente conocidas.

Al realizar la técnica de grabado ácido para el esmalte, ésta forma irregularidades en la superficie adamantina, que pueden presentar diferentes formas, dependiendo en qué parte de su estructura se realiza la desmineralización, para ello se describen tres patrones de grabado ácido del esmalte:

- 1) Tipo I: (es el más común) implica remover preferentemente el centro de los prismas del esmalte; la periferia de los prismas queda relativamente intacta (Figura 4)

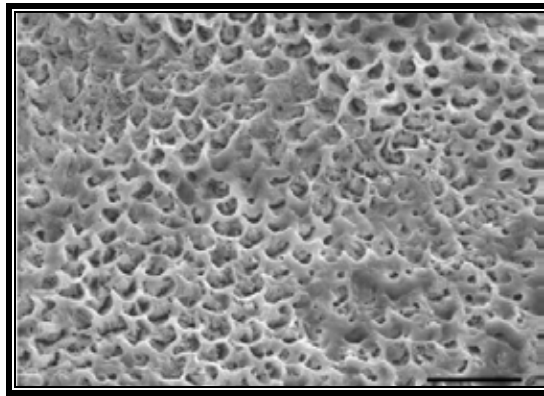


Figura 4.Patrón tipo I ⁽⁷⁾

- 2) Tipo II: corresponde al proceso inverso; en este caso se remueve la periferia, dejando el centro intacto (Figura 5)

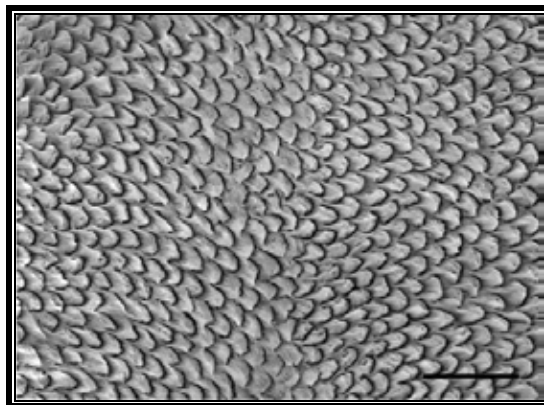


Figura 5.Patrón tipo II ⁽⁷⁾



3) Tipo III: incluye regiones en las cuales los prismas son grabados en cualquiera de sus partes obteniendo un desgaste regular de superficie.⁽¹⁵⁾ (Figura 6)

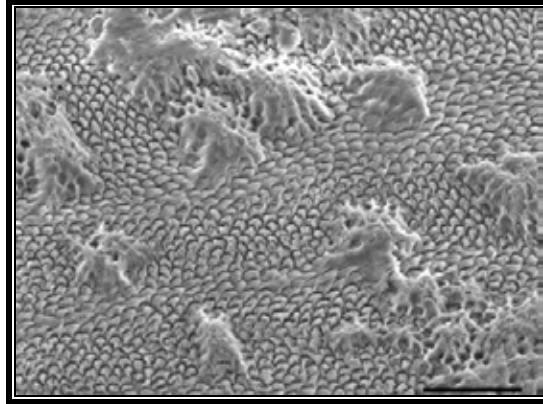


Figura 6. Patrón tipo III ⁽⁷⁾

De estos tipos de grabado, los más adecuados para realizar la función retentiva son, en primer lugar el Tipo I y luego el Tipo II. Se evidencia el grabado ácido con un cambio de color y apariencia del esmalte (aspecto mate, es decir, no refleja la luz).⁽¹⁵⁾

Sobre el esmalte grabado, como ya se señaló, se deposita un adhesivo de la misma naturaleza que la resina compuesta, el cual se trabaré y se unirá químicamente al material restaurador fijándolo en posición. Estos adhesivos han ido evolucionando a través del tiempo con el objeto de optimizar sus resultados. En la actualidad los sistemas adhesivos tienen en su mayoría presentaciones comerciales en forma de sistemas monocomponentes que combina el "primer" y el adhesivo propiamente dicho en una sola botella y utilizan la técnica de grabado ácido. Este sistema contiene monómeros menos viscosos, que están presentes y diluidos en solventes con un alto poder volátil como el alcohol y la acetona. Para la adhesión a esmalte, esta propiedad parece contribuir a una completa interdifusión del sistema sobre toda el área que ha sido acondicionada. Algunos de estos sistemas



adhesivos presentan partículas de relleno en su composición, que crean una zona intermedia flexible para absorber el estrés producido por la contracción de polimerización, absorción de agua y fuerzas oclusales. Sin embargo, estudios en laboratorio demuestran que estos particulares sistemas adhesivos presentan una baja fuerza de unión a esmalte, por un factor aparentemente relacionado con la alta viscosidad de estos adhesivos., Debido al tamaño de las partículas de relleno, no son capaces de penetrar en la profundidad del área interprismática del esmalte acondicionado.

3.2.6.2 Adhesión a dentina

Desde la aparición de las técnicas adhesivas, se ha establecido que la adhesión a esmalte puede ser más o menos previsible si se manejan las condiciones del medio bucal, en especial la cantidad de humedad (producida por la impregnación de saliva sobre la superficie dentaria), sin embargo una adecuada unión a dentina es más difícil de lograr, es por esto que para entender el proceso de adhesión a dentina, primero se debe conocer su estructura y composición.^(8,15)

La adhesión es resultado de un proceso que se puede ver afectado por una multiplicidad de factores, es por esto que también es importante analizar lo que sucede después de la preparación mecánica de la cavidad con instrumentos rotatorios, que conlleva a la formación de estructuras que pueden modificar la adhesión a dentina, perjudicándola e incluso anulándola. Es así entonces que posterior a la remoción del tejido dentario afectado, se forma sobre la superficie dentinaria una capa amorfa de detritus orgánico e inorgánico, que puede describirse como dentina aplastada o barrillo dentinario (capa de desechos), cuyo espesor varía entre 0.5 y 5.0 micrómetros.⁽⁷⁾ (Figura 7)

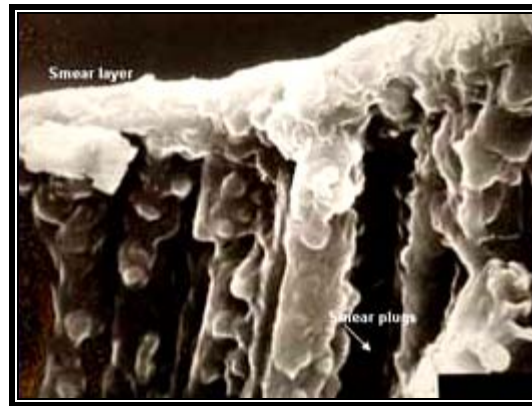


Figura 7.Smear layer o barrillo dentinario (8)

La capa de desechos o barrillo dentinario, podría actuar como una barrera de difusión, disminuyendo la permeabilidad de la dentina, ya que ocluye los túbulos dentinarios, evitando el contacto íntimo entre el sistema adhesivo y el substrato, anulando un prerequisite para la ocurrencia de la reacción adhesiva, además contiene bacterias en su composición, las que pueden sobrevivir y multiplicarse (Figura 8) bajo la restauración, provocando la ocurrencia de lesiones secundarias. Es por esto, que muchos sistemas adhesivos en la actualidad consideran la dentina un impedimento para lograr una adecuada técnica adhesiva, postulando que debe ser eliminado, sin perjuicio de lo cual otros sistemas lo incorporan y solo postulan su modificación.^(6,7)

Nakabayashi y cols,⁽⁵⁾ propusieron la eliminación completa de esta capa, a través de un grabado con ácido ortofosfórico al 37%, aplicándolo directamente al tejido dentinario y a la vez en el esmalte, por un tiempo de 15 seg, y lavado por 60 seg aproximadamente; esta es la denominada técnica de grabado ácido total. De esta manera los túbulos quedan completamente expuestos al medio, con su parte superficial parcialmente desmineralizada y las fibras colágenas libres de sustancia mineral (Figura 9). Esta superficie no debe ser desecada completamente ya que pueden colapsar las fibras colágenas impidiendo de esta manera la adhesión de la resina al diente. Hoy

en día este problema no es tan importante ya que algunos adhesivos son a base de agua, lo que de alguna manera recupera la humedad de las fibras.⁽⁵⁾

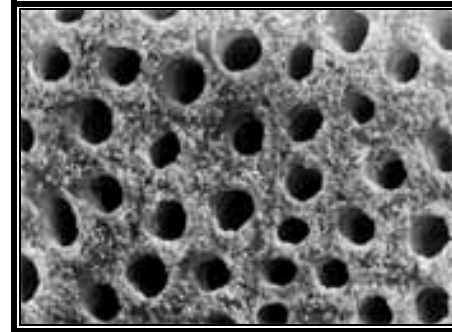


Figura 8.Obliteración de los túbulos dentinarios ⁽⁸⁾ **Figura 9.**Después del grabado ácido ⁽⁸⁾

Al eliminar el barrillo dentinario estos adhesivos se introducen en los túbulos dentinarios y al polimerizar ahí forman los llamados tags que proveen de retención adicional al material. A su vez en la superficie queda una capa de adhesivos que junto con los tags y la infiltración de las fibras colágenas dan origen a la denominada capa híbrida.⁽⁵⁾ (Figuras 10 y 11)

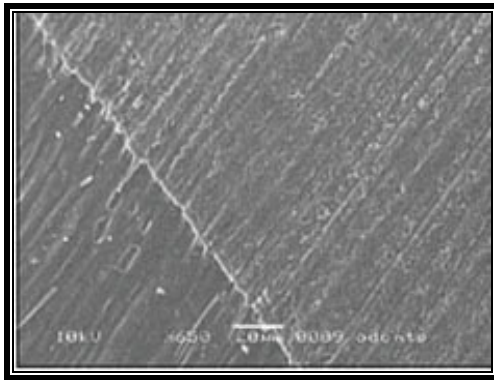


Figura 10.Capa Híbrida ⁽²²⁾

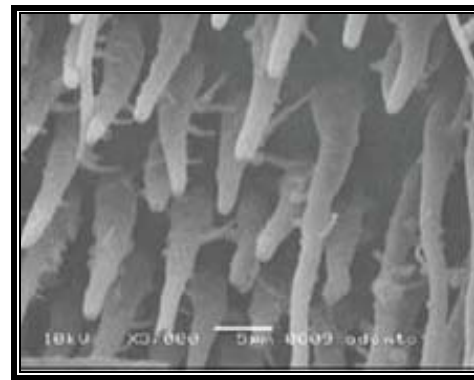


Figura 11.Tags de resina ⁽²²⁾

En la actualidad, los avances técnicos de los adhesivos dentinarios involucran tres direcciones:

- la técnica de grabado ácido total
- la técnica del primer de autograbado
- la técnica de adhesivo de ionómero de vidrio ⁽⁷⁾



3.2.7 Unión con grabado ácido total

El acondicionamiento simultáneo del tejido duro parece ser una innovación reciente. Sin embargo, es una técnica que ha sido estudiada por más de dos décadas. El ataque ácido a dentina imitando la técnica de grabado ácido usada para esmalte, remueve la capa de barrillo dentinario y es responsable de la desmineralización dentinaria con una profundidad de 0.5 a 7.5 micrómetros, dependiendo del tipo, concentración, pH, viscosidad del ácido y la duración de su aplicación.^(7,16)

La incorporación de monómeros hidrofílicos diluidos en solventes orgánicos que desalojan la humedad desde la dentina acondicionada, logran una interacción íntima con la dentina desmineralizada intertubular y peritubular. Esta zona, también llamada "capa híbrida", es esencial para la unión a dentina.⁽¹⁶⁾

A pesar de que existe la posibilidad de penetración ácida dentro de los túbulos dentinarios, los 15 seg. de interacción para acondicionar la dentina son el límite para obtener una profundidad de pocos micrómetros (1.9 a 4.8 micrómetros). La variación observada en la profundidad al parecer no tendría efecto negativo en la adhesión.^(7,16)

La interdifusión del monómero hidrofílico en toda la extensión de la dentina peritubular e intertubular descalcificada y su interacción con el sustrato inalterado, es de máxima importancia en esta técnica adhesiva. Los estudios han revelado la importancia de la capa híbrida, aceptando el hecho de que el sistema adhesivo no se difunde completamente dentro de la zona desmineralizada y pueden quedar fibras de colágenas expuestas existiendo la posibilidad de formación de un espacio nanométrico entre la dentina inalterada y la capa híbrida, produciendo un fenómeno de nanoinfiltración.⁽⁷⁾



La presencia de la dentina húmeda es de fundamental importancia para obtener una adecuada capa híbrida, porque la delicada red de fibras colágenas puede colapsar frente a una excesiva desecación, impidiendo la interdifusión de monómeros en su interior.⁽⁷⁾

La capacidad del solvente incluido en el agente de acoplamiento (acetona y alcohol de preferencia) de seguir al agua, crea una gran interdifusión a la dentina. Sin embargo, el tipo y cantidad del solvente no son, aparentemente relevantes para la capacidad de sellado marginal.^(7,17)

El uso de sistemas adhesivos en una sola botella con la técnica de grabado total es popular, porque son de fácil manipulación, convenientes y provocan menos confusión en la clínica que los sistemas adhesivos de múltiples pasos, aunque ello no mejora la adhesión.



3.3 ADHESIVOS

Para que las resinas compuestas se adhieran de manera eficaz y duradera a la estructura dental, es fundamental el empleo de una resina de baja viscosidad o adhesivo que sea capaz de penetrar en lo íntimo de la dentina.

3.3.1 Definición

Se denomina adhesivo a toda sustancia utilizada para unir dos cuerpos entre sí desde el punto de vista fisicoquímico.

3.3.2 Función

Lograr un sellado impermeable tanto en esmalte como en dentina que impida la percolación o microfiltrado de fluidos o toxinas indeseables. ⁽¹⁸⁾

3.3.3 Requisitos de un adhesivo:

- Baja tensión superficial
- Baja viscosidad
- Estabilidad dimensional
- Propiedades mecánicas adecuadas: para resistir fuerzas de masticación
- Hidroresistente ⁽¹⁹⁾



3.3.4 Clasificación:

En Odontología, los sistemas adhesivos tienen la función de compatibilizar las superficies dentarias y del material de restauración. Dentro de ellos están los sistemas adhesivos usados con las resinas compuestas, los cuales se presentan en una gran gama y variedad de productos, se pueden clasificar de diferentes formas dependiendo de sus características, composición, sistema de endurecimiento, etc.

A continuación se detallan las que comúnmente se utilizan:

3.3.4.1. Según su unión a dentina, se pueden clasificar en:

- a) adhesivos dentinarios con unión a la parte inorgánica de la dentina.
 - b) adhesivos dentinarios con unión a la parte orgánica de la dentina.
- (17)

Esta clasificación resulta ser más didáctica que la que postulaba la división de los adhesivos en tres grupos distintos, de acuerdo al mecanismo de acción intrínseco del compuesto y que eran:

- a) adhesivos dentinarios con unión a la hidroxiapatita.
- b) adhesivos dentinarios por infiltración dentinaria con monómero.
- c) adhesivos dentinarios por unión a las fibras colágenas. ⁽¹⁷⁾

3.3.4.2. Según la estrategia adhesiva: esta clasificación de los adhesivos es presentada básicamente según el número de pasos clínicos a seguir en su aplicación, y de acuerdo a ello existen:

- a) adhesivos de grabado total: incluye el ácido fosfórico grabador para esmalte y dentina y una botella de primer adhesivo.



b) adhesivo de autograbado: incluye un primer autograbador en el cual se combina el ácido y el primer en un solo procedimiento, siguiendo después con la aplicación de una resina adhesiva en algunos casos o directamente con el material restaurador en otros.

c) adhesivos de ionómero de vidrio modificado con resina: incluye al ácido polialquenoico grabador y una botella del primer adhesivo.^(16,20)

3.3.4.3 Según su mecanismo de polimerización

- a) Fotopolimerización
- b) Autopolimerización
- c) Dual

3.3.4.4 Según el solvente: Los adhesivos dentinarios pueden tener distintos tipos de solventes en su composición, que pueden ser:

a) Acetona: Es más volátil, se evapora rápidamente, afín al agua, aunque es un fuerte agente de secado (riesgo de desecar la dentina).

b) Agua: Buena capacidad de penetración, posibilita el autograbado, tiene una evaporación lenta por lo que se dificulta su remoción, el remanente de agua puede poner trabas a la penetración y polimerización de la resina.

c) Alcohol: Excelente capacidad de penetración, buen compromiso respecto a la evaporación, buena energía superficial para mojar la capa de fibras colágenas expuestas.⁽²⁰⁾



3.3.4.5 Según la cronología:

Según su orden de aparición, la clasificación más usada en los adhesivos es cronológica, es decir, más o menos en el tiempo en que estos materiales han aparecido en el mercado. Se consideran seis generaciones de sistemas adhesivos:

3.3.4.5.1 Primera generación

Uno de los primeros intentos para lograr adhesión a dentina fue hecho por Michael G. Buonocore, siguiendo los mismos principios utilizados en el desarrollo de adhesión a esmalte, pero utilizando ácidos más débiles para el acondicionamiento del sustrato. Ácidos en menor concentración y por menos tiempo de contacto.^(21,22)

Buonocore reportó con esta técnica pionera, resultados sorprendentes en donde el grabado ácido de la dentina duplicaba la cifra de adhesión, comparándola con dentina sin acondicionamiento previo.⁽²³⁾ La resistencia a la unión de esta técnica fue de entre 2 y 3 MPa, pero descendía considerablemente en cuanto entraba en contacto con agua. Algunos otros intentos con menor éxito fueron considerados como posibles formas de obtener adhesión a dentina, entre ellos, la utilización de poliuretanos, con base en la habilidad que presenta este material para unir materiales de diferente composición y la característica que presentan los radicales isocianatos que al reaccionar con agua tienen una acción secante.

Los resultados sin éxito clínico, propiciaron que estos mecanismos para lograr adhesión no sólo fueran descartados, sino que además no se viera alguna posibilidad futura con el seguimiento de estas técnicas.⁽²¹⁾



Con el desarrollo de materiales con base de unión a resinas compuestas utilizando glicidil metacrilato, se pensó en buscar la unión a dentina en el extremo opuesto de la cadena del metacrilato utilizando NPG. El principal problema con estos materiales era su inestabilidad y su sensibilidad a la presencia de humedad junto con una gran contracción a la polimerización. El agente adhesivo generalmente polimerizaba antes de obtener una unión con el material restaurador^(24,25). El desarrollo de una técnica confiable para lograr una adhesión estable y fuerte a dentina, estaba muy lejos de poderse obtener con los materiales y técnicas de esa generación.

3.3.2.5.2 Segunda generación

Los sistemas adhesivos de la segunda generación, mostraron un incremento en su resistencia a la unión tanto a esmalte como a dentina; y es a partir de esta generación cuando se empiezan a reconocer como sistemas adhesivos a esmalte y dentina.

La búsqueda de adhesión de la mayoría de los sistemas adhesivos de esta generación, se basaba en la reacción fosfato/calcio (unión iónica) pero con el uso de una resina de dimetacrilato en el adhesivo, en lugar de los monómeros de BIS-GMA utilizados en los sistemas previos.⁽²⁶⁻²⁸⁾ Este cambio significó un aumento en la resistencia a la unión, pero con muchos fracasos clínicos producto de la hidrólisis de la débil reacción fosfato-calcio.
(25,28)

Los sistemas adhesivos de las dos primeras generaciones, utilizaban agentes hidrofóbicos diseñados para promover una unión iónica a la hidroxiapatita como principal componente de la capa de barrillo dentinario. El comportamiento de estos sistemas adhesivos dependía de la búsqueda de



adhesión a la capa de barrillo dentinario y estaba limitada a la relativa retención de ésta con la dentina superficial. Los valores de unión de estos sistemas fueron de entre 4 y 6 MPa y se llegaron a considerar como valores altos de adhesión. ⁽²²⁾

3.3.4.5.3 Tercera generación

En el desarrollo de los sistemas de adhesión a dentina se tuvieron que buscar enfoques diferentes para la obtención de adhesión y mejorar la técnica hasta obtener valores de resistencia a la adhesión más altos en dentina. ^(22,28) La utilización de primers para la preparación de la superficie de la dentina para obtener una mejor humectación del adhesivo fue uno de los avances más importantes registrados en esta generación de adhesivos. Los primers, hasta cierta forma, son ácidos débiles o una mezcla de ácidos a baja concentración, pero con la suficiente capacidad para remover, alterar, o modificar la capa de barrillo dentinario que se localiza sobre la superficie de la dentina. ^(23,25)

Dentro de la misma composición de los primers se encuentran también componentes a base de resina, que son activados por medio de una fuente de luz, para interactuar después del efecto del ácido sobre la dentina. El efecto del ácido puede abrir pequeños defectos o microfracturas en la superficie de la dentina, para que la resina pueda infiltrar al sustrato dentinario formando numerosas proyecciones por debajo de la superficie de la dentina para proporcionar una retención mecánica resistente.

Bowen desarrolló un sistema adhesivo similar en principios, pero con una técnica diferente. El sistema conocido como sistema con oxalato, requería de mayor número de pasos para acondicionar la dentina y por lo tanto era una técnica más demandante y muy sensible. ^(21,27) Bowen, consideró y demostró



que este método de adhesión a dentina no nada más era aplicable clínicamente, sino que también era factible obtener valores altos de adhesión con una unión perdurable con buen comportamiento clínico. Los resultados *in-vitro* de algunos de los sistemas de adhesión a dentina de la tercera generación mostraron valores de resistencia a la unión a dentina, similares a los valores que se obtienen en adhesión a esmalte.⁽²⁴⁾

Algunos otros sistemas que forman parte de la tercera generación, incluyen como un paso importante en su técnica el uso de primers pero con un raciocinio diferente en cuanto a promover la adhesión a dentina.^(24,27) Por lo general, la tendencia de los sistemas de adhesión a dentina de esta generación, promueven unión a colágena de dentina pretratada, con la adición de retención intermecánica a las aperturas de los túbulos dentinarios.

Los primers compuestos con monómeros hidrofílicos son utilizados después del acondicionamiento de la dentina con agentes ácidos débiles, que se encargan de remover o alterar la capa de barrillo dentinario y preparar el sustrato dentinario. La obtención de adhesión eficiente con estos sistemas adhesivos, recaía principalmente en la interacción mecánica del adhesivo a dentina. Y es como resultado del uso de estos sistemas adhesivos, que surge la idea de la formación de una interfase híbrida.^(27,28)

3.3.4.5.4 Cuarta generación

El uso de agentes acondicionadores con ácidos débiles para la preparación del sustrato dentinario o el acondicionamiento simultáneo del esmalte y la dentina, con los que se obtiene la remoción o la alteración de la capa de barrillo dentinario persiste y se solidifica como un paso importante en los sistemas adhesivos de esta generación.



Además, es importante mencionar que es hasta esta cuarta generación cuando se menciona que como parte del efecto de los agentes a base de ácidos débiles, se debe de obtener también la exposición de la dentina intertubular y peritubular.^(22,27) La aplicación de primers con monómeros hidrofílicos se utiliza para facilitar la penetración a la dentina descalcificada que permita embeber una superficie entre 1 a 5 micras dentro de la dentina acondicionada para mantener la red de colágena abierta. Este paso impide que la colágena se colapse y permite que la resina adhesiva penetre efectivamente en la dentina descalcificada.⁽²⁵⁾

Los sistemas adhesivos de esta generación mostraron mayor similitud en su comportamiento, con una técnica de menor sensibilidad, resultados más homogéneos y valores de 12 a 22 MPa, que ofrecían una posibilidad mayor de éxito clínico.⁽²⁴⁾

El desarrollo de la capa híbrida que se obtiene del manejo adecuado de estos sistemas adhesivos en el sustrato dentinario es el recurso más importante para obtener valores altos de adhesión y buen sellado de la interfase material restaurador-dentina.^(26,28) La presencia de la capa híbrida, aumenta la habilidad de estos sistemas de adhesión de unirse efectivamente al sustrato dentinario para sellar la superficie de la dentina eliminando casi por completo el flujo de fluidos en la interfase y disminuyendo la sensibilidad posoperatoria propia de estos procedimientos operatorios.

Por lo tanto, se considera que la formación de la capa híbrida, actúa como una barrera fisiológica efectiva en contra de la invasión de microorganismos o de los componentes químicos del material restaurador. Con algunos de los sistemas adhesivos de la cuarta generación se hicieron algunos intentos por buscar alguna forma de obtener adhesión química a la estructura dental. Algunos de estos intentos fueron buscando la inclusión de una combinación



en el momento de la formación de la capa híbrida, con una adhesión química similar a la que desarrollan los ionómeros de vidrio utilizando un copolímero del ácido polialquenoico. Este copolímero, es una modificación del poli (ácido acrílico) con grupos metacrilatos polimerizables y se busca que los grupos carboxílicos del poli (ácido acrílico) formen uniones iónicas con el calcio remanente de la dentina.^(28,29)

Un mejoramiento significativo y consistente en el comportamiento clínico demostró correlación con los resultados *in-vitro* que mostraron una adhesión más fuerte y más estable con estos sistemas adhesivos de la cuarta generación.^(28,29)

3.3.4.5.5 Quinta generación

El recurso de la obtención de adhesión a dentina con la formación de una capa híbrida, se manifiesta y se consolida como el mejor mecanismo.^(22,28) El objetivo principal de los sistemas adhesivos de la quinta generación fue consolidar la formación de la capa híbrida y la búsqueda de adhesión química, pero con la idea de la simplificación de la técnica. Esta idea se basa principalmente en buscar hacer esta técnica menos sensible y más rápida para obtener la adhesión con un menor número de pasos clínicos.^(28,29)

Entre la aplicación clínica más confiable para los dentistas y el desarrollo de los sistemas adhesivos de la quinta generación, surgieron nuevos métodos o formas de clasificar a los sistemas adhesivos. Esto trajo como consecuencia la confusión y la dificultad de entender el funcionamiento de todos los sistemas adhesivos en el mercado.^(28,29) La mayoría de los sistemas adhesivos de la quinta generación, utilizaban el grabado o acondicionamiento simultáneo de la dentina y el esmalte (grabado total) y el sistema de “una botella” (one bottle) que contiene el primer y la resina adhesiva juntos y que



se aplicaba después del grabado en un solo paso (Figura 12). Algunos sistemas incorporaron pequeñas cantidades de partículas de relleno, para dar más consistencia a la resina adhesiva. ^(26,29) La capacidad de penetración y de encapsulamiento, basado en la impregnación simultánea de los dos materiales, es el factor primordial para el éxito de los adhesivos y el buen comportamiento clínico de las restauraciones de resinas compuestas.



Figura 12. Adhesivos de quinta generación en “una botella” ⁽⁴⁾

3.3.4.5.1 Composición

La composición de los agentes de unión tradicionales (bonding agent) fundamentalmente es la misma que la de la fracción orgánica de la resina compuesta, pero sin cargas o con cargas de vidrio en porcentaje menor.

Originalmente, los adhesivos contenían sólo Bis-GMA (Bisfenol-glicidil-metacrilato) con un peso molecular de 512, posteriormente fueron modificados con el TEGDMA con un peso molecular más bajo de 286. En la actualidad, los adhesivos contienen una gran cantidad de HEMA (2-hidroxietilmetacrilato) con un peso molecular de 130.

Algunos de los diferentes componentes químicos de los más importantes adhesivos para uso odontológico disponibles en el mercado, tanto del tipo multifrasco como del monofrasco, son: ⁽³⁰⁾

- Bis-GMA Bisfenol-glicidil-metacrilato
- HEMA 2 Hidroxietil-metacrilato



- TEG.DMA Trietilen-glicol-dimetacrilato
- TEG.GMA Trietilen-glicol-glicidil-metacrilato
- PEG.DMA Polietilenglicol-dimetacrilato
- GPDM Glicerol-propano-dimetacrilato
- DMA Dimetacrilatos
- MMPAA Poliácidos-dimetacrilato modificado
- UDMA Dimetacrilato de uretano
- HPMA Hidroxipropil-metacrilato
- BPDM Bifenil-dimetacrilato
- 4-META 4 metacril-oxi-etil-trimelitato-anhídrido
- PENTA Ester-fosfonato-penta-acrilato

3.3.4.5.2 Elementos de los adhesivos

Estos sistemas adhesivos de monofrascos, con características especiales de unión a diferentes sustratos, entre ellos esmalte y dentina, poseen los siguientes elementos:

- Vehículo: Medio de transporte de los diferentes químicos de composición. Los tipos de vehículo generalmente usados en los diferentes productos en el mercado pueden ser agua, etanol o acetona.
- Moléculas bifuncionales: Utilizadas también en los denominados primers en los casos de los adhesivos de multifrascos. Esta molécula bifuncional posee un extremo altamente hidrofílico, capaz de humectar a la dentina y en especial la malla colágena de la misma, preparándola para la unión con el resto de los materiales restauradores. El otro extremo es de tipo hidrofóbico apto para la unión con el adhesivo o material de restauración respectivo. Estas moléculas bifuncionales,



promotoras de adhesión se basan químicamente en tres grupos HEMA: 2 hidroxietilmetacrilato BPDM bifeníldimetacrilato 4 METACRILATO OXIETILTRIMELITATO ANHÍDRIDO. ^(30,31)

- Grupo de moléculas poliméricas adhesivas: generalmente hidrofóbicas, en su gran mayoría con base en BIS GMA
- Grupos químicos para la polimerización que pueden ser dicetonas, canforoquinonas e iniciadores químicos que permiten la reacción química indispensable para la conversión del biomaterial
- Carga inorgánica: Algunos sistemas adhesivos incorporan vidrios en su composición con el fin de disminuir la indeseable contracción de polimerización, aumentar la resistencia a la tensión y otorgar así mismo un efecto anticariogénico mediante la liberación de pequeñas cantidades de iones flúor. ^(30,31)

3.3.4.5.3 Dentina húmeda o dentina seca

El sustrato dentinario, es naturalmente un medio húmedo por la presencia de fluido tubular. Los sistemas adhesivos de algunas generaciones anteriores, presentaron un comportamiento clínico pobre, principalmente porque sus agentes adhesivos eran resinas hidrofóbicas y era más difícil obtener un sustrato dentinario totalmente seco, como se puede obtener en esmalte. ^(32,33)

Cuando se utiliza un agente ácido para acondicionar el sustrato dentinario, se logra la remoción de la capa de barrillo dentinario y de la dentina peritubular, pero además se incrementa la apertura de los túbulos dentinarios del 10 al 25% y esto favorece que se aumente la presencia de humedad. Es muy difícil mantener seca la dentina porque existe un suplemento continuo de fluidos a través de los túbulos dentinarios. Se pensó acertadamente en la incorporación de agentes volátiles que permiten con más facilidad la humectación de la dentina por los monómeros hidrofílicos. ⁽³²⁾



La incorporación de agentes volátiles como acetona o alcohol, actúan levantando el agua por presión y favorecen la volatilización del agua casi al nivel de ellos. La mezcla de acetona-resina o de alcohol-resina, al contacto con agua, reduce la energía superficial de la dentina humectando el área cubierta por la humedad y empuja hacia afuera el agua al mismo tiempo en que los monómeros actúan sobre la superficie.⁽³⁴⁾ Este fenómeno se forma cuando se establece un equilibrio entre las funciones del primer, del agua y de la resina adhesiva. El remanente de agua y del agente volátil en el primer, son eliminados por secado dejando una capa de primer sobre el sustrato dentinario, que favorece el contacto de la resina adhesiva y evita la interacción con agua. La presencia de agua en el sustrato dentinario, se vuelve necesaria al utilizar estos sistemas adhesivos, ya que ayuda a estabilizar la superficie desmineralizada de dentina después del grabado con ácido y evita que exista un colapso de las fibras de colágena.^(28,29)

Con estos sistemas adhesivos, se debe evitar efectuar un secado muy agresivo. Cuando se reseca en exceso la dentina acondicionada, se produce el colapso inmediato de las fibras de colágena sellando automáticamente las microporosidades y los canales abiertos por el grabado ácido, creando un sustrato que es difícil penetrar y de humectar por los agentes adhesivos.⁽²⁶⁾



3.3.4.5.6 Sexta generación

Un desarrollo más reciente involucra el uso de primers ácidos o mejor llamados primers de pre-grabado en los que la intención primordial es la de combinar en un sólo paso el acondicionamiento y la preparación del sustrato dentinario.

Los sistemas de adhesión conocidos como sistemas de pre-grabado, tienen como objetivo simplificar el procedimiento de adhesión y al mismo tiempo, evitar los pasos más críticos y más sensibles de la técnica.⁽³⁵⁾ Estos sistemas están constituidos de monómeros ácidos polimerizables sin ningún paso intermedio como: lavado o secado y que actúan en un paso o dos como acondicionadores, primers y resina adhesiva. El principal objetivo de estos sistemas adhesivos tiende a ser también la simplificación de la técnica.^(28,29)

El raciocinio detrás de estos sistemas es la desmineralización más superficial de la dentina, con un mayor control y la simultánea penetración de la dentina por monómeros que puedan ser polimerizados. La técnica y los mecanismos para obtener adhesión a dentina son diferentes a la técnica de grabado total, con menos pasos y más sencilla; pero sigue siendo todavía una técnica muy sensible.^(28,29,35) (Figura 13). Se puede decir que los resultados con los sistemas adhesivos de autograbado no son como se esperaban, o al menos no son tan consistentes como los sistemas de la generación previa.⁽³⁵⁾ Los primers ácidos, presentan una molécula de resina fosfonatada, que actúa con dos funciones diferentes simultáneas: grabado y preparación de la dentina y del esmalte, sin lavado o secado y con la intención de formar una estructura continua del sustrato incorporando la capa de barrillo dentinario y los tapones de detritus, con la formación de la capa y las extensiones de resina.^(28,29,35)



Figura 13. Sistemas adhesivos de autograbado ⁽⁴⁾

Los sistemas adhesivos de autograbado, pueden causar excesiva desmineralización de la dentina, lo que puede aumentar el espesor de la capa híbrida con una subsecuente falta de completa penetración de la resina adhesiva y que se traduce en valores bajos de adhesión. O bien, que no exista interacción del primer en la superficie del sustrato dentinario y que la capa híbrida sea muy delgada y muy frágil, o en otras ocasiones, que no se forme y por lo tanto no exista un mecanismo de adhesión.

El agua, o la presencia de agua en estos sistemas adhesivos es todavía un problema latente en la colocación de una capa de adhesivo. Se ha observado con estos sistemas adhesivos, la formación de una película intermedia de agua entre el sistema adhesivo y la superficie de la dentina, provocando un fracaso de adhesión espontáneo. La remoción incompleta de agua de la red de colágena resulta en una competencia entre el monómero y el agua remanente dentro de la dentina desmineralizada que puede además inhibir la polimerización del agente adhesivo. La fase de separación de los componentes de los monómeros hidrofóbicos e hidrofílicos provoca la formación de espacios que producen la formación de burbujas cuando la resina se encuentra en presencia de agua. Además, el exceso de agua puede diluir al primer, contaminándolo y disminuyendo su efectividad.⁽³⁶⁾



Se ha llegado también a mencionar un nuevo número de generaciones o de cambios en sistemas previos tratando de enfocarlos como nuevas generaciones de adhesivos dentinarios, que han creado una gran confusión y poco entendimiento que dificulta el poder agrupar a estos nuevos sistemas o su localización en las nuevas clasificaciones de adhesivos.

En una perspectiva para el futuro de los nuevos sistemas adhesivos, se vislumbra un horizonte muy alentador en el desarrollo de materiales que presenten una adhesión más perdurable a estructura dental con la idea de la formación de una estructura híbrida más estable que selle la interfase diente-material restaurador y que inhiba completamente la microfiltración.⁽³⁵⁾

Los adhesivos autograbadores pueden subdividirse:

- 1) "*one-step*" o "*all-in-one*" que combinan las tres funciones
- 2) los de dos pasos ("*two-steps*") que requieren una aplicación separada de la resina tras la del primer autograbador.⁽³⁵⁾



3.4 RESINAS COMPUESTAS

En la actualidad, es creciente la demanda por parte de los pacientes de materiales cada vez más estéticos; es decir que el material utilizado se asemeje lo más posible a las características de los tejidos a reemplazar y que, por lo tanto, logren un total mimetismo en la cavidad oral. Por ello, las resinas compuestas son una excelente opción en Odontología Estética. Las resinas compuestas tienen múltiples usos: sellador de fosetas y fisuras, restauraciones directas del sector anterior y posterior de la boca, restauraciones provisionales, restauraciones radiculares, sellado en apicectomías, pernos, coronas y prótesis fijas (con resinas compuestas reforzadas con fibras), restauraciones estéticas indirectas y como material de cementación. ⁽²⁾

3.4.1 Historia

Las resinas compuestas se introdujeron en el campo de la Odontología Conservadora para minimizar los defectos de las resinas acrílicas que hacia los años 40 habían reemplazado a los cementos de silicato, hasta entonces, los únicos materiales estéticos disponibles. En 1955, Buonocore utilizó el ácido ortofosfórico para incrementar la adhesión de las resinas acrílicas a la superficie adamantina. En 1962, Bowen desarrolló el monómero de Bis-GMA, tratando de mejorar las propiedades físicas de las resinas acrílicas, cuyos monómeros permitían solamente la formación de polímeros de cadenas lineales.⁽³⁷⁾ Estas primeras resinas compuestas de autopolimerizado exigían mezclar la pasta base con el catalizador con los consiguientes problemas derivados de la proporción, mezclado y estabilidad de color.

A partir de 1970, aparecieron los materiales compuestos polimerizados mediante radiaciones electromagnéticas que obviaban la mezcla y sus



inconvenientes; se utilizó en los primeros momentos la energía luminosa de una fuente de luz ultravioleta (365 nm), pero ante sus efectos iatrogénicos y su poca profundidad de polimerización fue sustituida por la luz visible (427-491 nm), actualmente en uso.⁽³⁸⁾ El desarrollo de las resinas compuestas ha sido incesante, lo que obliga a una continua actualización.

3.4.2 Composición

Básicamente, las resinas compuestas están compuestas por tres materiales químicamente diferentes: la matriz orgánica o fase orgánica, la matriz inorgánica, material de relleno o fase dispersa y un órgano-silano o agente de unión entre la resina orgánica y el relleno cuya molécula posee grupos silánicos en un extremo (unión iónica con SiO_2) y grupos metacrilatos en el otro extremo (unión covalente con la resina).^(39,40)

3.4.2.1 Fase orgánica o matriz orgánica:

La matriz orgánica de las resinas compuestas está constituida básicamente por: un sistema de monómeros mono, di- o tri-funcionales, un sistema iniciador de la polimerización de los radicales libres, que en las resinas compuestas fotopolimerizables es una alfa-dicetona (canforoquinona), usada en combinación con un agente reductor, que es una amina alifática terciaria (4-n,n-dimetilaminofetil alcohol, DMAPE), y en las autopolimerizables es un per-compuesto, el peróxido de benzoilo, usado en combinación con una amina terciaria aromática (n,n-dihidroxietil-p-toluidina); un sistema acelerador que actúa sobre el iniciador y permite la polimerización en un intervalo clínicamente aceptable (el dimetilamino etilmetacrilato DMAEM, el etil-4-dimetilaminobenzoato EDMAB o el N,N-cianoetil-metilanilina CEMA), un sistema de estabilizadores o inhibidores, como el éter monometílico de hidroquinona, para maximizar la durabilidad del producto durante el



almacenamiento antes de la polimerización y su estabilidad química tras la misma y, por último, los absorbentes de la luz ultravioleta por debajo de los 350 nm, como la 2- hidroxí-4-metoxibenzofenona, para proveer estabilidad del color y eliminar sus efectos sobre los compuestos amínicos del sistema iniciador capaces de generar decoloraciones a mediano o largo plazo.⁽⁴⁰⁾

El sistema de monómeros puede ser considerado como la columna sobre la que se vertebra la resina compuesta. El Bis-GMA sigue siendo el monómero más utilizado en la fabricación de las resinas compuestas actuales, solo o asociado al dimetacrilato de uretano e integra la composición estándar de las resinas compuestas en una proporción cercana al 20% (v/v). Como regla general, se admite que cuanto más bajo sea el peso molecular promedio del monómero o de su mezcla, mayor será el porcentaje de contracción volumétrica. Esta resina es altamente viscosa, por lo que para facilitar el proceso de fabricación y su manipulación clínica, se diluye con otros monómeros de baja viscosidad (bajo peso molecular), considerados como controladores de esta viscosidad, como el dimetacrilato de bisfenol A (Bis-MA), el etilenglicol-dimetacrilato (EGDMA), el trietilenglicol-dimetacrilato (TEGDMA), el metilmetacrilato (MMA) o el dimetacrilato de uretano (UDMA).

La polimerización de resinas compuestas siempre conlleva una contracción, dependiente de la matriz orgánica; por ello, y para disminuir este efecto negativo, se han desarrollado una gran variedad de monómeros, entre ellos, los monómeros SOC (espiroortocarbonatos) con capacidad de expansión, combinaciones de sistemas epoxídicos-poliolés que muestran cambios volumétricos *in-vitro* de 40 a 50% menores que los sistemas tradicionales, las resinas basadas en siloxano-oxirano patentada por 3M-ESPE o el uso de moléculas de alto peso molecular como el multi-etil-glicol-dimetacrilato y copolímeros capaces de lograr una conversión del 90-100% como consecuencia de la reducción de las uniones C=C. En este sentido, las



ormoceras, resinas modificadas con rellenos orgánicos e inorgánicos, han mostrado su capacidad para reducir, aunque sea mínimamente, la contracción por polimerización.⁽⁴¹⁾

3.4.2.2 Relleno o fase inorgánica

Es un material de relleno inorgánico que se agrega en forma dispersa a la matriz orgánica con el objetivo de mejorar sus propiedades físico-mecánicas, entre las cuales se encuentran: disminuir la contracción por polimerización, contrarrestar el coeficiente de expansión térmica, aumentar su dureza y proveer radiopacidad. La naturaleza del relleno, su modo de obtención y la cantidad incorporada determinarán en gran medida las propiedades mecánicas del material restaurador, de ahí que la incorporación del mayor porcentaje de relleno posible sea un objetivo fundamental, ya que así se consigue reducir el coeficiente de expansión térmica, disminuir la contracción final por polimerización, proporcionar radioopacidad, mejorar la manipulación e incrementar la estética.⁽³⁹⁾

Existe una gran variedad de partículas de relleno empleadas en función de su composición química, morfología y dimensiones, destacando de forma mayoritaria el dióxido de silicio, así como los borosilicatos y aluminosilicatos de litio. Muchas resinas compuestas reemplazan parcialmente el cuarzo por partículas de metales pesados, como el bario, estroncio, zinc, aluminio o zirconio, que son radioopacos. En la actualidad se buscan materiales, como el metafosfato de calcio, que tengan una dureza menor que la de los vidrios, de modo que sean menos abrasivos con el diente antagonista.

El relleno puede ser en forma de fibra, esferas, partículas irregulares o partículas planas; las que pueden variar en tamaño hasta llegar incluso a los 40 micrómetros o aún 60 micrómetros. Existe una tendencia, sin embargo, a



reducir el tamaño de las partículas de manera que su diámetro promedio esté en el orden de 0,4 a 0,8 micrómetros en promedio. Normalmente, existe hasta un 70-75% de relleno adicionado a la matriz del material, aunque algunos productos indican que contienen hasta un 80% en peso de partículas de relleno.⁽³⁹⁾

La nanotecnología ha conducido al desarrollo de una nueva resina compuesta que se caracteriza por tener en su composición la presencia de nanopartículas que presentan una dimensión de aproximadamente 25 nm y nanoagregados de aproximadamente 75 nm; éstos están formados por partículas de circonio/sílice o nanosílice. Los agregados son tratados con silano para lograr entrelazarse con la resina. La distribución del relleno (agregados y nanopartículas) ofrecen un alto contenido de carga de hasta el 79.5%.⁽⁴²⁾

Las resinas generadas con este tipo de partículas, al presentar un menor tamaño de partícula, permiten un mejor acabado de la restauración, que se observa en la textura superficial de la misma disminuyendo las posibilidades de biodegradación del material en el tiempo. Además, esta tecnología ha permitido que las cualidades mecánicas de la resina puedan ser lo suficientemente competentes para indicar su uso en el sector anterior y posterior. Al presentar un menor tamaño de las partículas produce una menor contracción por polimerización, generando sobre las paredes del diente una menor flexión cuspídea, además de disminuir la presencia de microfisuras a nivel de los bordes adamantinos, que son los responsables de la filtración marginal, cambios de color, penetración bacteriana y posible sensibilidad post-operatoria.⁽⁴³⁾



3.4.2.3 Agentes de acoplamiento o fase de unión

Desde sus inicios, el mayor problema que presentaban las resinas compuestas era la unión entre su matriz orgánica y su relleno inorgánico, para así poder obtener un adecuado comportamiento físico y mecánico del material. Esto es necesario, tanto para obtener las mejores propiedades mecánicas, como para evitar la penetración del agua en la interfase de ambos. Para ello, se han utilizado en forma generalizada silanos órgano-funcionales como agentes de acoplamiento, los cuales cubren el sustrato inorgánico actuando como un elemento de unión química a la matriz inorgánica, asegurando así la cohesión en las resinas compuestas, aunque normalmente el tipo de silano utilizado en cada producto en particular es desconocido.⁽²⁾

El líquido, monómero orgánico que entra en la formulación de las denominadas resinas compuestas, está constituido por moléculas que presentan uniones de tipo secundario y relativamente débil entre ellas, disminuyendo la tensión superficial que posee el líquido, por lo que éste puede ser atraído por una superficie, y así puede mojarla para retenerse en ella. Esto explicaría la acción por la cual las partículas de relleno se integran bien a la matriz orgánica. En la actualidad, la mayor parte de los fabricantes someten a las partículas de relleno a procesos de silanización, utilizando el agente metacriloxipropilmetoxisilano para cubrir la superficie del relleno y de este modo, las vuelven hidrófobas y capaces de reaccionar químicamente por la copolimerización de los agrupamientos vinilos con el monómero de la matriz orgánica, mejorando la unión de la fase inorgánica con la matriz orgánica de las resinas compuestas.

Uno de los factores a considerar dentro de la utilización de las resinas compuestas es el proceso que se lleva a cabo para su endurecimiento. Este



proceso empieza cuando se activa un conjunto de reacciones químicas tendientes a unir las pequeñas partículas que la componen llamadas monómeros para formar una molécula mayor y más compleja denominada polímero, proceso denominado polimerización. Este proceso es iniciado por un agente que puede ser físico o químico. En el caso de ser químico este ocurre a través de un proceso de oxido-reducción, para lo cual se utiliza el peróxido de benzoilo como iniciador y una amina terciaria aromática como activador. En el caso de la activación física ésta puede ser realizada a través de calor o de luz a una determinada longitud de onda, en cuyo caso el iniciador será una dicetona como la canforoquinona, que en la actualidad es el sistema más utilizado. Este proceso se basa en que el agente activador proporciona la energía necesaria para que en el iniciador se formen radicales libres que al interactuar con la molécula de Bis-GMA rompa uno de sus enlaces C=C por lo cual deja más propensa a la molécula de Bis-GMA para interactuar con otra molécula similar y unirse, desencadenando el proceso de polimerización y endurecimiento de la resina compuesta al generar moléculas de tamaño mayor. ⁽³⁹⁾

Las resinas compuestas gracias a su sistema de aplicación, capacidad plástica y forma de endurecimiento progresivo activado por luz, que permite aplicarla en forma de capas, se han convertido en la actualidad en uno de los materiales preferidos por los profesionales dedicados a la Odontología Restauradora, dado que presentan características clínicas bastante aceptables y pueden ser utilizadas indistintamente en sectores anteriores y posteriores de la cavidad bucal.

Estas indicaciones se deben a que es uno de los materiales que más ha evolucionado y se ha diversificado desde su creación, diferenciándose unas de otras en el porcentaje y tipo de relleno inorgánico que presentan, lo que incide directamente en las características físicas y mecánicas.



Es importante tener en cuenta que la evaluación de este porcentaje debe efectuarse en función del volumen ocupado por las partículas inorgánicas y no por su peso, ya que por ejemplo si se comparan dos resinas compuestas con distinto porcentaje en peso, se podría pensar que la que posee mayor porcentaje posee mejores propiedades mecánicas, lo que podría ser erróneo, ya que si ésta posee partículas de mayor densidad, su porcentaje en peso estará aumentado, sin tener necesariamente mayor cantidad de partículas de relleno y por lo tanto, mejores propiedades mecánicas.⁽³⁹⁾

3.4.3 CLASIFICACIÓN

En función de la composición de las resinas compuestas, se han clasificado de distintos modos con el fin de facilitar su identificación y posterior uso terapéutico. Esta clasificación, desarrollada por Lutz y Phillips, se basa en el tamaño de la partícula de relleno y divide a las resinas compuestas en macrorelleno (partículas de 0,1 a 100 μ), microrelleno (partículas de 0,04 μ) e híbridos (con rellenos de diferentes tamaños).⁽⁴³⁾

3.4.3.1. Resinas compuestas tradicionales o de macrorrelleno:

Corresponden a la primera generación de resinas compuestas, también fueron llamadas resinas compuestas de macropartículas, convencionales o tradicionales. Estas resinas contenían una carga inorgánica de partículas grandes, con tamaños que fluctuaban entre 1 a 100 micrómetros, que eran preparadas por molido. Debido a esta producción de tipo mecánico, las primeras partículas tenían una forma poliédrica irregular, consecuencia de su forma de fabricación. Más tarde, con el objeto de lograr una distribución de fuerzas más uniforme a través de la resina para así disminuir la posibilidad de formación de grietas o cortes en la superficie de la restauración, además de mejorar la unión partícula-agente silánico, se intentó redondear estas



partículas con lo que se redujo su tamaño a valores de entre 1 y 35 micrómetros.

Estas primeras resinas compuestas tenían un alto porcentaje de relleno de cuarzo, que alcanzaba 70% u 80% en peso (50% en volumen), esto le proporcionó un aumento en la resistencia mecánica y una disminución de la contracción por polimerización en relación con las resinas acrílicas. Sin embargo, esto también se tradujo en una excesiva dureza superficial y gran dificultad para abrasionar las partículas de relleno en el pulido, lo que implicaba restauraciones con superficies irregulares que facilitaban el depósito de placa bacteriana. Además, el desgaste producido por el estrés y la fatiga termodinámica, hacía que las partículas fueran expulsadas de la matriz formándose poros y fracturas internas. Debido a estos problemas, esta clase de resinas compuestas tuvo poca aceptación clínica, ya que sufrían importantes desgastes y pigmentaciones. Por lo mismo, se intentó mejorar estos materiales, y así surgieron las resinas compuestas de partículas finas. (42, 43)

3.4.3.2. Resinas compuestas de partículas finas, minipartículas, partículas pequeñas o minimacropartículas: En estas resinas compuestas se buscó disminuir el tamaño de las partículas de relleno uniformándolas en intervalos menores que fluctuaban entre 1 y 10 micrómetros, con lo cual se logró mejorar la textura superficial pero sin lograr un óptimo resultado.

3.4.3.3. Resinas compuestas de micropartículas o de microrrelleno: Surgieron ante la dificultad de pulido que presentaban las resinas compuestas hasta ese momento desarrolladas. Se utilizó como material de relleno el dióxido de silicio obtenido químicamente por hidrólisis y precipitación, dando origen a partículas muy refinadas de entre 0.07 y 0.14 micrómetros de tamaño, aunque las usadas más frecuentemente tienen un



tamaño de 0.04 a 0.05 micrómetros en promedio. El dióxido de silicio pirogénico, tiene un fuerte efecto reforzador que aumenta la viscosidad de la matriz, limitando el porcentaje de carga inorgánica que se puede adicionar a la matriz, dificultando su manipulación, por ello se agrega dióxido de silicio en forma de resina prepolimerizada existiendo varias formas para la obtención de este prepolimerizado. Una de estas formas es bajo presión y temperatura para obtener partículas de un tamaño promedio de 35 a 55 micrómetros y la otra forma de obtención es por medio de la atomización de un polímero líquido que da como resultado partículas en forma esféricas, o bien pueden prepararse por medio de un proceso de sinterización por medio del cual se agrupan artificialmente constituyendo los microrrellenos de sílice aglomerados que son utilizados actualmente en las resinas compuestas de micropartículas. ^(42,43)

En estos materiales, al disminuir el tamaño de las partículas de relleno, se logró conseguir una óptima superficie pulida pero desmejorando el rendimiento mecánico. Por lo mismo, estas resinas compuestas son utilizadas en la zona bucal anterior como sustituto del esmalte, debido a sus características de buena textura superficial, estabilidad de color, gran resistencia al desgaste y excelentes cualidades de pulido. Sin embargo, su desventaja es que al tener bajo contenido de relleno poseen menores propiedades mecánicas, motivo por el que se buscó lograr resultados intermedios entre resistencia y superficie pulida, surgiendo así las resinas compuestas híbridas.

3.4.3.4. Resinas compuestas híbridas: Surgen como alternativa a las resinas compuestas de macrorelleno y a las de microrrelleno, y se denominan así porque contienen dos tipos de relleno: macropartículas optimizadas con tamaños que varían entre 1 a 15 micrómetros y micropartículas que fluctúan alrededor de 0.04 micrómetros.



El propósito de esta mezcla fue la obtención de materiales con las mejores propiedades de las resinas de macrorrelleno y de las de microrrelleno; por ello el resultado fue una resina compuesta con propiedades intermedias, vale decir, con resistencia mecánica mejorada en comparación con las resinas de microrelleno y con un mejor pulido y terminación que las de macrorrelleno. Esta resina compuesta es más resistente al desgaste, su coeficiente de expansión térmica es similar al de las resinas de macropartículas, tiene buenas propiedades físicas, y con un pulido intermedio entre los materiales de macro y microrrelleno. ^(42,43)

Aún más, de acuerdo al tamaño de partículas que estas resinas híbridas contienen, se pueden dividir en resinas compuestas híbridas de partículas medianas (con un tamaño de entre 5 a 15 micrómetros) y resinas compuestas híbridas de partículas pequeñas (tamaño de partículas entre 1 a 5 micrómetros).

3.4.3.5. Resinas compuestas microhíbridas: Como una forma de mejorar el comportamiento de las resinas compuestas híbridas, se desarrollaron los materiales microhíbridos, los que constituyen materiales muy similares a las resinas híbridas pero con la diferencia que la fracción de partículas grandes se ha uniformado a intervalos entre 0.1 y 3 micrómetros, de tal forma que el tamaño de partículas promedio oscila entre los 0.4 y 0.9 micrómetros. Con esto se logró aumentar la carga de relleno, disminuir los cambios dimensionales, aumentar la resistencia mecánica y al desgaste, y mejorar la capacidad de pulido asemejándose más en este aspecto a las resinas de microrrelleno. Actualmente, la mayoría de las resinas compuestas en el mercado nacional y mundial corresponden a este tipo.



3.4.3.6. Resinas compuestas de nanorrelleno: Son las de más reciente aparición, llegando al mercado a fines del 2002, cuya novedad es poseer nanorrelleno, compuesto por partículas esféricas de 5 a 100 nanómetros (un nanómetro es la milésima parte de un micrón). Las primeras experiencias indicarían que son útiles para restauraciones anteriores y posteriores, fáciles de tallar sin que se deformen, con buena variedad de color opaco, y fácil pulido. ^(42,43)

Una clasificación más exhaustiva fue la Willems fundamentada en diversos parámetros como el módulo de Young, el porcentaje (en volumen) del relleno inorgánico, el tamaño de las partículas principales, la rugosidad superficial y la fuerza de compresión. (Tabla. 1)

Tipo de resina compuesta	Relleno
Densificados -De relleno medio ultrafinos finos -De relleno compacto >60% en volumen ultrafinos finos	<60% en volumen Partículas < 3 μ Partículas > 3 μ >60% en volumen Partículas < 3 μ Partículas > 3 μ
Microfinos -Homogéneos -Heterogéneos	Tamaño medio de las partículas = 0,04 μ
Mixtos	Mezcla de composites densificados y microfinos
Tradicionales	Equivalentes a los llamados composites de macrorrelleno en otras clasificaciones
Reforzados con fibras	Composites de uso industrial

Tabla 1. Clasificación combinada de las resinas compuestas (Willems, 1993)



3.4.4 Propiedades ideales de las resinas compuestas

- a. Escasa contracción de polimerización
- b. Escasa absorción acuosa
- c. Coeficiente de expansión térmica similar al de la estructura dentaria
- d. Gran resistencia a la fractura
- e. Gran resistencia al desgaste
- f. Radiopacidad
- g. Gran fuerza de adhesión a esmalte y dentina
- h. Similitud cromática con la estructura dentaria
- i. Facilidad de manejo
- j. Facilidad de acabado y pulido ⁽⁴⁴⁾

3.4.5 Propiedades

Cada uno de los distintos tipos de resinas compuestas tiene propiedades y características distintas, lo que incide en forma directa en la indicación clínica que se les dan. Es importante analizar entonces algunas de sus propiedades físicas y mecánicas para entender de mejor forma sus diferencias.

3.4.5.1 Propiedades físicas

- **Contracción por polimerización:** Es directamente proporcional a la cantidad de matriz orgánica que posee la resina compuesta. Esta contracción de polimerización puede superar la fuerza de adhesión de la resina a la pieza dentaria, lo que conlleva a una falla en la restauración debido a microfiltraciones marginales. Esto se puede compensar mediante la ubicación de la guía de luz de la lámpara de fotopolimerización, de manera que el proceso de polimerización sea dirigido por el operador, pues el proceso de contracción de polimerización tiende a seguir la dirección del foco emisor de luz,



logrando de este modo limitar el efecto de este fenómeno. Otra de las formas que permite controlar la contracción de polimerización es mediante la técnica de obturación por capas fotopolimerizando por separado cada una de esas capas, lo que permite que se contraiga ligeramente antes de aplicar las siguientes capas.⁽⁹⁾

- **Conductividad térmica:** En las resinas compuestas es bastante baja, lo que significa que son buenos aislantes térmicos, protegiendo la pulpa dental. Los valores de esta propiedad son muy parecidos a los que presenta el esmalte y la dentina, y más bajos que los de las restauraciones metálicas. Dentro de las resinas, las de microrrelleno presentan valores menores que las de macrorrelleno o que las híbridas, debido a su mayor cantidad de matriz orgánica.^(2,9,44)
- **Coefficiente de variación dimensional térmica:** Es directamente proporcional a la cantidad de matriz orgánica de las resinas, debido a que el polímero presenta un coeficiente mayor que el relleno inorgánico y la pieza dentaria. Dentro de las resinas compuestas, las de microrrelleno tienen los mayores valores de esta propiedad, por consiguiente, las restauraciones presentan una mayor variación dimensional con las fluctuaciones de la temperatura en el medio bucal. Esto se debe a que esta última requiere de gran cantidad de matriz orgánica para aglutinar las micropartículas que contiene. Una resina compuesta híbrida con 30% en volumen de microrrelleno, presenta la mitad de expansión térmica que una resina compuesta que presenta exclusivamente partículas de microrrelleno.^(2,9,44)
- **Sorción acuosa:** Corresponde a la absorción de agua que pueda presentar la resina compuesta a lo largo del tiempo. Los valores más altos de sorción acuosa son alcanzados por las resinas compuestas de microrrelleno, debido a su mayor cantidad de matriz orgánica. Por



lo tanto, estas últimas son las más propensas a los cambios de coloración debido a los pigmentos hidrosolubles del medio que pueden ser absorbidos por la matriz. ^(2,9)

- **Solubilidad:** Es la capacidad para disolverse en otra sustancia en este caso fluidos bucales. La solubilidad puede provocar cambios dimensionales en los materiales, pueden afectar a sus propiedades mecánicas, producir cambios en el color de las restauraciones, empeorando su aspecto estético, o alterar su biocompatibilidad, puesto que los componentes liberados podrían afectar a las células pulpares. ⁽⁴⁵⁾

3.4.5.2 Propiedades mecánicas

- **Módulo elástico:** Determina la rigidez de la resina compuesta. Depende directamente de la cantidad de relleno, aumentando de forma exponencial con la cantidad volumétrica del mismo. De esta forma, las resinas compuestas de microrrelleno poseen un módulo elástico 2 a 4 veces menor que las resinas compuestas de partículas finas, que contienen más relleno. La rigidez del material adquiere gran importancia no sólo en aquellas zonas en donde se requiera soportar fuerzas masticatorias intensas, sino también a nivel de la interfase diente-restauración. Al momento de polimerizar una resina, se produce un juego de tensiones entre la fuerza cohesiva del material y la fuerza adhesiva de la restauración hacia las paredes cavitarias y al aumentar la rigidez, las tensiones generadas en dicha interfase tienen una



menor probabilidad de ser disipadas, favoreciendo la desadaptación marginal. ^(2,9,44)

- **Resistencia a la compresión y a la tracción:** Es una propiedad que varía de acuerdo a la cantidad de relleno que presenta cada resina, así las de macropartículas o híbridas presentan mayor resistencia a la compresión que las de microrrelleno, lo que puede aumentar en forma lineal con el porcentaje volumétrico de relleno que presente la resina y con el grado de polimerización logrado. ^(2,9,44)
- **Dureza superficial y resistencia al desgaste:** Guardan una relación exponencial con el volumen y tipo de relleno, dependiendo en menor medida de la dureza de éste. También influye el grado de polimerización alcanzado durante el endurecimiento del material. Es importante mencionar que las resinas de microrrelleno poseen una alta resistencia al desgaste. ^(2,9)

3.4.5.3 Propiedades clínicas

- **Radiopacidad:** Es una propiedad que debieran tener todas las resinas compuestas. Los componentes responsables de la radiopacidad son elementos presentes en el relleno inorgánico con número atómico elevado, como el bario, estroncio, bromo, zinc o zirconio, por lo tanto aquellos productos que los contengan en mayor cantidad serán más radioopacos. ^(2,44)
- **Biocompatibilidad** Las resinas compuestas poseen un potencial irritante sobre el complejo dentina pulpar, como parte integral de la molécula Bis-GMA, TEGDMA y UDMA se debe tener en cuenta el



requerimiento de proteger a la dentina expuesta mediante el uso de una base intermedia.⁽³¹⁾

3.4.6 Manipulación de las resinas compuestas

3.4.6.1 Grabado y acondicionado: El ácido grabador desmineraliza la dentina, posteriormente se aplica el agente de unión a la dentina para permitir una difusión completa del adhesivo dentro de la dentina desnaturalizada.

3.4.6.2 Polimerización: Para lograr el endurecimiento del material, éste debe polimerizar, para lo cual los monómeros deben ser activados mediante el aporte de energía que logre desdoblarse el doble enlace de sus grupos terminales.

En un principio las resinas compuestas poseían un sistema de activación química, induciendo su polimerización por medio de un peróxido orgánico iniciador y una amina orgánica aceleradora, los cuales no se debían mezclar hasta el momento en que se fuera a efectuar la restauración. Por lo anterior, los sistemas de activación química se presentaban en forma de dos pastas, con el iniciador en una y el acelerador en la otra pasta de la resina. Sin embargo, estos materiales presentaban inestabilidad en el color por esta reacción amina-peróxido, de allí que surge la activación física por luz UV primero y luz visible después, siendo ésta última la más utilizada en la actualidad.⁽¹⁰⁾

El sistema activado por luz visible utiliza una luz intensa, que es absorbida por una dicetona (agente fotosensible o fotoiniciador) en presencia de una amina orgánica alifática, iniciando así la reacción de polimerización en tiempos de exposición que van de 20 a 60 segundos. La amina y la dicetona



forman parte de la pasta de la resina compuesta, y no se produce ninguna reacción entre ellas hasta la exposición a la luz y por ello el material se presenta como una única pasta de resina compuesta, en una jeringa negra y opaca.⁽⁴⁶⁾

La polimerización consiste en la reacción de transformación del monómero a polímero y en el caso de las resinas compuestas, es un tipo de reacción por adición mediante radicales libres, la que ocurre en tres etapas a saber:

- 1. Etapa de iniciación:** la molécula del iniciador (peróxido o dicetona), se energiza y se activa, formando radicales libres, lo que representa energía extra al sistema. Esta energía es transmitida a las moléculas de monómero, permitiendo el desdoblamiento del doble enlace del grupo terminal de los monómeros.
- 2. Etapa de propagación:** corresponde a la reacción en cadena hasta que se agota el monómero.
- 3. Etapa de terminación:** ocurre cuando dos moléculas de polímero se transfieren la energía (acoplamiento directo), inactivándose mutuamente.⁽¹³⁾

Factores que influyen en la polimerización (Tabla 2)

La contracción volumétrica que sufre la resina compuesta durante la polimerización oscila entre el 1,35 y el 7,1% y es junto con el estrés de polimerización, lo que produce los fallos cohesivos y adhesivos, que, junto al grado de conversión monómero-polímero, son las causas principales del fracaso de las restauraciones de resinas compuestas. La contracción volumétrica depende solamente de la matriz orgánica y, dentro de ella, del número de reacciones que se produzcan, aumentando con el grado de



conversión y disminuyendo con el incremento del peso molecular de los monómeros.

Factor	Repercusión clínica
Tiempo de polimerización	Depende de: Color de la resina compuesta, potencia de la lámpara, profundidad de la cavidad, espesor de la capa, estructuras dentales interpuestas, cantidad de relleno.
Color de la resina compuesta	Los tonos más oscuros requieren mayor tiempo de polimerización (60 segundos a profundidad máxima de 0,5mm).
Temperatura	La resina compuesta a temperatura ambiente polimeriza en menos tiempo y con mayor rapidez.
Espesor de la capa de la resina compuesta	Se recomienda no polimerizar capas mayores de 2 mm de espesor.
Tipo de relleno	Las resinas compuestas con microfinos polimerizan peor que los de mayor carga.
Distancia entre foco de luz y la resina compuesta	Distancia óptima: <1 mm, con la luz perpendicular al material.
Calidad del foco de iluminación	Longitud de onda entre 400 y 500 nm. La intensidad de la luz debe ser igual o mayor de 600 mW/cm ² para asegurar un mínimo de 400 en el primer incremento de la resina compuesta en cavidades posteriores.
Contracción de polimerización	Depende de la cantidad de fase orgánica.

Tabla 2. Factores que influyen en la reacción de polimerización de las resinas compuestas (43)

La reacción de polimerización se acompaña siempre de dos fenómenos: uno de ellos es la exotermia, que se produce debido a que el material pasa de un estado de mayor a otro de menor energía, donde la diferencia energética entre ambos se libera calóricamente. El segundo fenómeno asociado a la polimerización es la contracción, que es el resultado del acortamiento de la distancia entre las moléculas del producto, ya que ellas deben aproximarse para poder reaccionar entre sí, disminuyendo así el volumen total de la masa.^(16,17)

Un factor importante a considerar en el uso de resinas compuestas, es la adaptación marginal, pues la contracción de polimerización, según su grado, puede generar una brecha entre el diente y la restauración, lo que podría



afectar la longevidad de la restauración, haciéndola fracasar. Es sabido que las resinas compuestas que contienen partículas de relleno se contraen en menor medida que aquellos que no poseen relleno, pues dicha contracción es proporcional a la cantidad de matriz orgánica. Además, las tensiones generadas por la contracción de polimerización, pueden superar la fuerza de adhesión de las resinas compuestas a la estructura dental, a pesar del grabado ácido del esmalte y el uso de adhesivos, lo que se traduce en filtraciones marginales, que hacen fracasar la restauración.^(44,46)

3.4.6.3 Terminado y pulido:

El acabado y pulido de las obturaciones de resina compuesta son procedimientos importantes ya que de esta manera se obtiene una respuesta positiva de los tejidos gingivales y se elimina la capa inhibida por el oxígeno que se establece en la capa superficial de la obturación, se elimina en gran medida la rugosidad residual, disminuye el índice de acumulación de placa bacteriana, por lo tanto, previene la irritación gingival, cambio de coloración de la resina compuesta, las lesiones secundarias de caries y la incomodidad del paciente, ya que irregularidades superiores a los quince micrones en la cavidad bucal son interpretadas por el sistema nervioso central como desagradables, desde el punto de vista sensitivo.^(43, 46)

La capacidad de pulido depende del tamaño de la partícula; las resinas compuestas con rellenos submicrónicos o con nanopartículas son los ideales.

Comenzar el pulido inmediatamente después de la polimerización. El exceso puede quitarse con fresas de acabado o fresas de carburo de tungsteno. El acabado y pulido adicional se obtiene mediante el uso de los discos, puntas y



copas, así como con las tiras interproximales. Se pueden usar
alternativamente otras series de discos de óxido de aluminio^(43,46)

Si el acabado es correcto se consigue:

- 1) Una textura superficial lisa que refleje la luz igual que el esmalte dental contiguo.
- 2) Una restauración con contornos fisiológicamente aceptables para los tejidos de soporte
- 3) Unas relaciones oclusales que reduzcan las tensiones derivadas de todos los movimientos mandibulares funcionales
- 4) Una adaptación aceptable de los márgenes de la resina compuesta a nivel cavosuperficial
- 5) Unos contornos generales que armonicen con la forma del diente y favorezcan la estética ⁽⁴⁴⁾



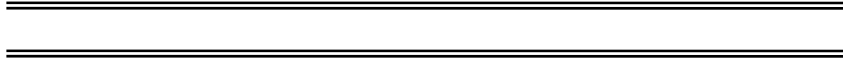
4.0 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Uno de los principales objetivos de la Odontología, es devolver la salud del sistema estomatognático a través de la prevención, diagnóstico y tratamiento logrando nuevamente la función y la estética perdidas, por ello uno de los procesos que más importancia ha tenido en los últimos años es el uso de sistemas adhesivos para restauraciones de resina compuesta.

Dado que la dentina es un sustrato dinámico, la adhesión sigue siendo un proceso muy difícil de obtener. Si no se logra, se crea una interfase entre el diente y el material de restauración permitiendo la penetración de bacterias, promoviendo caries secundarias, pigmentación e hipersensibilidad. Sin embargo, el obtenerla ofrecerá muchas ventajas sobre los materiales y técnicas que no ofrecen una adhesión química.

Dentro de los sistemas adhesivos utilizados en la actualidad, los que gozan de una amplia preferencia por parte de los profesionales, son aquellos cuyo uso es simple, disminuyendo los pasos que se deben seguir para su aplicación clínica y aumentando el porcentaje de éxito con su utilización. En este sentido, los sistemas adhesivos que más han experimentado avance en estos últimos años son los que incorporan las técnicas adhesivas de grabado ácido total y primer autograbante, sin perjuicio de que todos los sistemas adhesivos mencionados proponen formas diferentes de acondicionar la superficie dentinaria para la realización de los procesos adhesivos.

Todas las pruebas realizadas por los fabricantes sugieren buenas propiedades tanto físicas como mecánicas de sus productos, es por eso que los estudios independientes cobran gran importancia a la hora de poder decidir entre uno y otro. Es verdad que todas las pruebas no se realizan en



las mismas condiciones, ni tampoco los métodos de pruebas son iguales, pero se pueden establecer similitudes entre todas las investigaciones.

Lo verdaderamente relevante es que ambos sistemas reflejan menores valores en cuanto a propiedades en investigaciones particulares, es por esto y por la constante aparición de nuevos productos y modificaciones de los ya existentes en el mercado, por lo tanto surge la pregunta ¿cuál es el mejor sistema de adhesión? lo que lleva a comparar la adhesión mediante la fuerza al desalajo de dos sistemas adhesivos fabricados por una misma empresa.



5.0 JUSTIFICACIÓN

Existen distintos sistemas de adhesión a dentina que se han presentado a través de los años, utilizando diferentes mecanismos, recursos o técnicas buscando lograr la adhesión.

El conocer qué tipo de adhesivo utilizar para lograr mejores resultados y minimizar problemas postoperatorios, y así evitar el desalojo de las restauraciones es una tarea del odontólogo.

Las propiedades de los adhesivos se han analizado constantemente para lograr un sellado completo y evitar fracasos en la restauración, al mismo tiempo que se desarrollan adhesivos con un menor número de pasos clínicos los cuales pueden disminuir el margen de error al colocar dichos sistemas adhesivos. Debido a las continuas variaciones en las técnicas de manipulación de los adhesivos, de quinta generación, se debe tomar en cuenta el tiempo requerido para que el ácido grabador actúe, el secado de la cavidad, si ésta debe quedar húmeda, brillante, seca, ya que un exceso de humedad afectará la adhesión y por el contrario desecarla traerá consigo sensibilidad postoperatoria, en cambio los adhesivos autograbantes se aplican directamente sobre la cavidad tallada y seca y no existe error en cuanto a la humedad requerida, pero al no existir lavado y secado dejan disuelto en el adhesivo el barrillo dentinario.

A través de este estudio se pretende obtener datos sobre cual de los dos sistemas adhesivos ofrece mejores resultados y, así mismo conocer con que adhesivo de acuerdo a su generación se obtienen mejores resultados en adhesión mediante la prueba de resistencia al desalojo, antes y después del termociclado.



6.0 HIPÓTESIS

6.1 Hipótesis de trabajo

La resistencia al desalojo evaluada *in-vitro* de restauraciones de resina compuesta utilizando un sistema adhesivo de quinta generación Excite® obtendrá valores mayores, con y sin termociclado en comparación con un sistema adhesivo de sexta generación Adhese One®

6.2 Hipótesis nula

La resistencia al desalojo evaluada *in-vitro* de restauraciones de resina compuesta utilizando un sistema adhesivo de quinta generación Excite® obtendrá valores menores, con y sin termociclado en comparación con un sistema adhesivo de sexta generación Adhese One®

6.3 Hipótesis alterna

La resistencia al desalojo evaluada *in-vitro* de restauraciones de resina compuesta utilizando un sistema adhesivo de quinta generación Excite® obtendrá valores iguales, con y sin termociclado en comparación con un sistema adhesivo de sexta generación Adhese One®



7.0 OBJETIVOS

7.1 Objetivo general

Comparar la resistencia al desalojo in-vitro de restauraciones de resina compuesta utilizando un sistema adhesivo de quinta y otro de sexta generación con y sin termociclado.

7.2 Objetivos específicos

- Evaluar in vitro la resistencia al desalojo de restauraciones de resina compuesta con un sistema adhesivo de dos pasos (5^a Generación)
- Evaluar in vitro la resistencia al desalojo de restauraciones de resina compuesta con un sistema adhesivo autograbante (6^a Generación)
- Valorar in vitro la resistencia al desalojo de restauraciones de resina compuesta con un sistema adhesivo de dos pasos después de ser sometidas a termociclado (5^a Generación)
- Valorar in vitro la resistencia al desalojo de restauraciones de resina compuesta con un sistema autograbante después de ser sometidas a termociclado (6^a Generación)



8.0 METODOLOGÍA

8.1 Tipo de estudio

Experimental, transversal y comparativo

8.2 Variables

8.2.1 Variables dependientes

- Adhesión
- Modo de falla

8.2.2 Variables independientes

- Técnica de adhesión
- Termociclado (600 ciclos $5^{\circ}\text{C} \pm 1$ a $55^{\circ}\text{C} \pm 1$)
- Muestras
- Resina compuesta
- Ácido fosfórico
- Adhesivo de dos pasos
- Adhesivo autograbante
- Lámpara de fotopolimerización

8.3 Criterios de selección

8.3.1 Criterios de inclusión

- Terceros molares humanos sin restauraciones ni caries, que no presenten fracturas ni anomalías estructurales, extraídos con técnica atraumática por razones ortodónticas, periodontales o quirúrgicas y colocados en agua destilada desde el momento de la extracción.



8.3.2 Criterios de exclusión

- Todos aquellos dientes que no cumplan con los criterios de inclusión y aquellos que se fracturen durante las pruebas.

8.4 Población de estudio

Adhesivo de quinta generación

Adhesivo de sexta generación

8.5 Selección de la muestra

Adhesivo de quinta generación Excite® (Ivoclar Vivadent)

Adhesivo de sexta generación Adhese One® (Ivoclar Vivadent)

8.6 Diseño experimental

Para la realización de este estudio se emplearon 40 molares humanos que fueron sometidos a profilaxis y se dividieron en cuatro grupos de diez dientes cada uno de la siguiente manera:

- Grupo 1.- Adhesivo de dos pasos sin termociclado
- Grupo 2.- Adhesivo autograbante sin termociclado
- Grupo 3.- Adhesivo de dos pasos con termociclado
- Grupo 4.- Adhesivo autograbante con termociclado

8.6.1 Recursos físicos.- El estudio fue realizado en el Laboratorio de Materiales Dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación, F.O. UNAM.



8.6.2 Recursos biológicos.- Molares humanos extraídos con técnica atraumática por razones ortodónticas, periodontales o quirúrgicas.

8.6.3 Recursos materiales.-

8.6.3.1 Equipo

- Máquina de corte (Thin Sectioning machine Hamco Machines, Inc)
- Moldes de forma cilíndrica con diámetro de 15mm y profundidad variable.
- Pieza de alta velocidad (Midwest Quiet air Standar, Midwest Dental Product Corp IL. USA)
- Lámpara de fotocurado (ELIPAR Free Light 2, 3M Dental Products, St Paul, MN 55744 USA)
- Radiómetro (Demetron Corp. USA)
- Pulidor (Buehler Ltd. 2120 Greenwood St. Evanston Illinois USA),
- Máquina universal de pruebas mecánicas Instron (Modelo 5567 Amco Engineering Canton Mass. USA)
- Vernier Digital (Fowler & NSK)
- Microscopio óptico digital (LOG MGC-10 USA)



8.6.3.2 Material

- Acrílico autopolimerizable (Nic Tone, Manufacturera Dental Continental, Zapopan Jalisco, México)
- Fresas de carburo de 2.20 mm de diámetro (SSW Inc. NJ USA)
- Fresas de diamante de grano medio con diámetro de 3.45 mm (Dentsply Maillefer Suiza)
- Loseta de vidrio
- Aplicadores de adhesivo (microbrush)
- Papel abrasivo grano 600 (Fandell, Méx)
- Espátula de resina (Hu-Friedy)
- Agua desionizada
- Ácido Grabador Total Etch® Ivoclar Vivadent, número de lote K48227 y fecha de caducidad 2009-10
- Resina Tetric Ceram® Ivoclar Vivadent, número de lote K22518 y fecha de caducidad 2011-06

8.6.3.3 Producto de estudio

- Adhesivo Adhese One® Ivoclar Vivadent número de lote L18665 y fecha de caducidad ⌚ 2010-03
- Adhesivo Excite® Ivoclar Vivadent número de lote K57427 y fecha de caducidad ⌚ 2010 06

8.7 Método

Se utilizaron 40 molares libres de caries, extraídos con fines ortodóncicos, periodontales o quirúrgicos, que fueron limpiados de tejido blando y que se mantuvieron en agua destilada a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ durante toda la realización de la prueba. (Figura 14)



Figura 14. Molares extraídos previos a la realización de la prueba ^(fuente directa)

Para la obtención de las muestras, los dientes fueron montados en acrílico (Figura 15 y 16) para realizar dos cortes paralelos en la porción coronal perpendicular a su eje longitudinal eliminando esmalte y otro hacia el piso pulpar usando la máquina de corte (Figura 17)



Figura 15. Material para montaje en acrílico ^(fd) **Figura 16.** Molar sujeto en acrílico ^(fd)

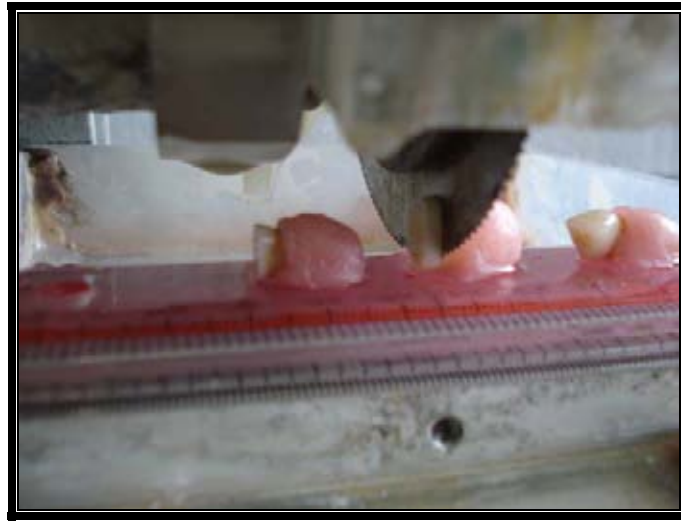


Figura 17.Realización de los cortes ^(fd)

Una vez obtenidos los cortes con espesor de tejido dentinario de 3mm, (Figura18), las muestras fueron centradas y montadas en acrílico autopolimizable utilizando el molde cilindrico de 15 mm de diámetro y profundidad variable. (Figuras 19 y 20)

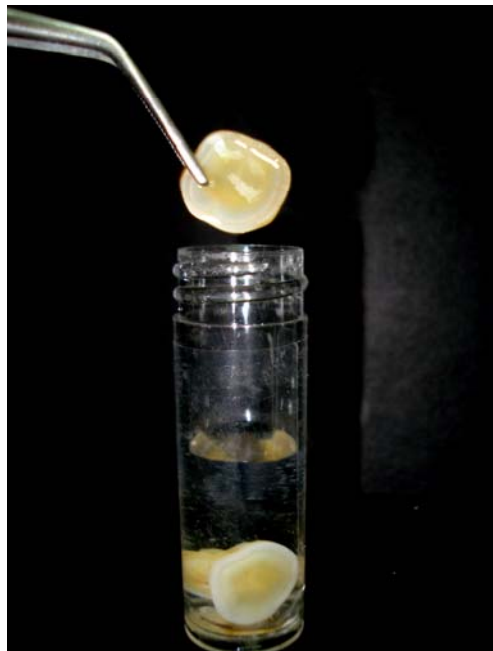


Figura 18.Cortes almacenados en agua desionizada ^(fd)



Figuras 19 y 20. Cortes montados en acrílico en el hacedor de muestras ^(fd)

Las 40 muestras se dividieron aleatoriamente en 4 grupos de 10 molares cada una y se fijaron en un dispositivo con una base fija, en la que se colocó la muestra, y una parte móvil con movimiento vertical de precisión en donde se montó una pieza de mano de alta velocidad que perforó la muestra perpendicularmente al plano horizontal (exactamente en el centro) con abundante irrigación utilizando una fresa de carburo de 2.20 mm de diámetro como guía (Figura 21), seguida de una fresa de diamante de grano medio de 3.45 mm de diámetro para el terminado de la cavidad (Figura 22). Se utilizó una fresa de diamante y carburo por cada cinco perforaciones. (Figura 23)

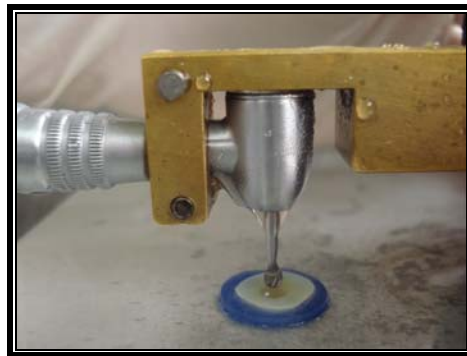


Figura 21. Fresa de carburo como guía ^(fd)



Figura 22. Fresa de diamante terminado ^(fd)

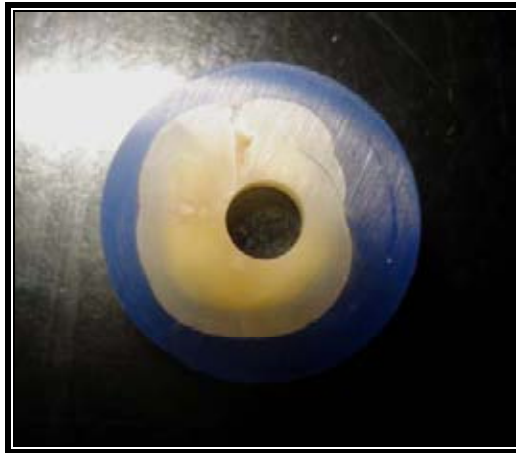


Figura 23. Cavity (fd)

Una vez realizadas las perforaciones, se procedió a colocar el sistema adhesivo Excite® y el material de restauración siguiendo las instrucciones del fabricante. (Figura 24)

Para ello, las muestras se colocaron y fijaron con una prensa sobre una plancha de vidrio con la parte correspondiente a oclusal hacia arriba. Las cavidades de las muestras del grupo 1 se grabaron durante 15 s con ácido ortofosfórico, (Figura 25). Posteriormente se lavó con agua 40 s, secando con torundas de algodón sin desecar la dentina, se colocó el adhesivo de dos pasos frotando la cavidad durante 10 s (Figura 26) y se aplicó aire durante 1 a 2 s, se polimerizó durante 15 s (Figura 27) con la lámpara de fotopolimerización. Posteriormente, se colocó el material de obturación Tetric Ceram en una sola intención como se indica en las (Figuras 28 y 29), cubriéndose con banda mylar y se polimerizó durante 20 s (Figura 30 y Esquema 1)



Figura 24. Material de estudio adhesivo de 2 pasos (fd)

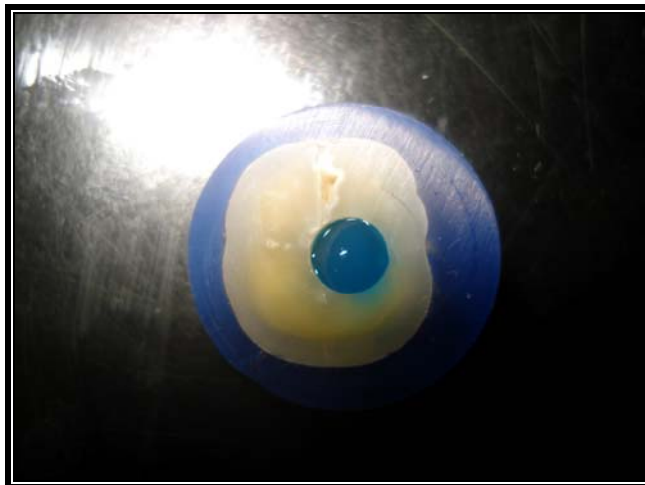


Figura 25. Grabado ácido (15 seg) (fd)



Figura 26. Aplicación de adhesivo Excite (fd)



Figura 27.Fotopolimerización del adhesivo ^(fd)



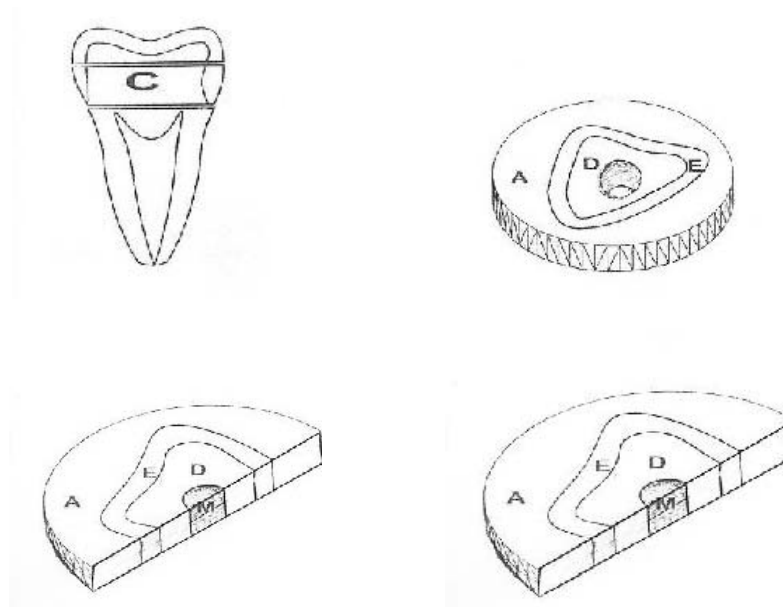
Figura 28.Colocación de la resina en bloque ^(fd)



Figura 29.Cavidad obturada ^(fd)



Figura 30.Fotopolimerización de la resina ^(fd)



Esquema.1 A: Acrífico C: Corte D: Dentina E: Esmalte M: Material de obturación ⁽⁴⁷⁾

Las muestras del grupo 2 Adhese One sin termociclado (Figura 31), se obturaron siguiendo las instrucciones del fabricante con el sistema adhesivo y el material de restauración. Para ello, las muestras se secaron con aire y posteriormente se aplicó una cantidad de Adhese One® directamente en la cavidad con el Vivapen, humedeciendo toda la superficie de la cavidad con el material durante 35 s (Figura 32). Se eliminó el exceso de material y se aplicó aire hasta que no se apreció movimiento del material y se fotopolimerizó durante 10 s (Figura 33). con la lámpara de fotopolimerización. Posteriormente, se colocó el material de obturación Tetric Ceram en una sola intención y se polimerizó durante 20 s.



Figura 31.Material de estudio adhesivo autograbante ^(fd)



Figura 32.Aplicación de adhesivo autograbante ^(fd)



Figura 33.Fotopolimerización del adhesivo ^(fd)

Una vez realizado el paso anterior, las muestras se colocaron durante 24 horas en agua destilada a 37°C transcurrido este tiempo, se pulieron con papel abrasivo grano 600 usando un pulidor, por sus dos caras para dejar expuesto solamente el tejido dentario y el material de obturación. (Figura 34 y 35)



Figura 34.Muestra en soporte para pulirla ^(fd)



Figura 35. Muestra en el pulidor ^(fd)

Inmediatamente después, a los grupos 1 y 2 se les aplicó una carga de empuje de la parte pulpar hacia oclusal para desalojar la obturación (Figura 36) usando un pistón metálico de 3.18 mm de diámetro, aprovechando el principio mecánico para la fabricación de muestras de amalgama, usando la Máquina Universal de Pruebas Mecánicas Instron, con una velocidad de carga de 1 mm por minuto (Figuras 37 y 38).

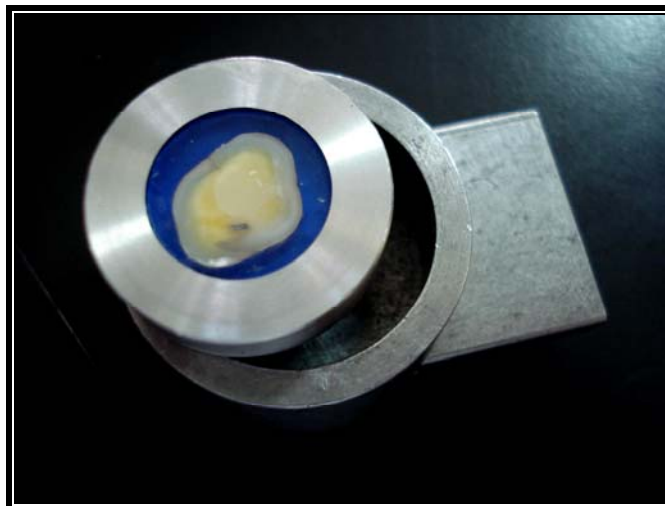


Figura 36. Muestra colocada en la base para ejercer la carga ^(fd)



Figura 37. Base colocada en la máquina universal de pruebas mecánicas Instron ^(fd)



Figura 38. Aplicación de la carga 1mm por min. ^(fd)

Las muestras de los grupos 3 Excite con termociclado y 4 Adhese One con termociclado después de 24 h de haber sido obturadas siguiendo la técnica antes mencionada se sometieron a termociclado (600 ciclos $5^{\circ}\text{C} \pm 1$ a $55^{\circ}\text{C} \pm 1$) (Figuras 39, 40, 41 y 42) para después de esto pulirlas y aplicarles la carga en la forma descrita anteriormente.

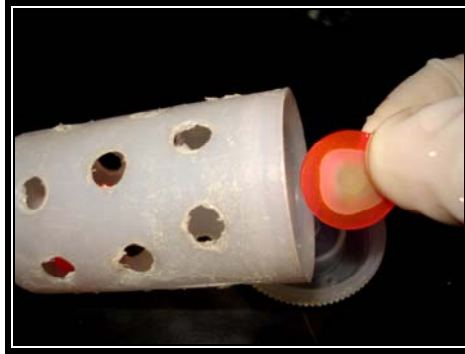


Figura 39.Muestras separadas por grupos para realizar el termociclado ^(fd)



Figura 40.Muestras sometidas a 600 ciclos de termociclado ^(fd)



Figura 41.Muestras sumergidas a $5 \pm 1 \text{ }^\circ\text{C}$ ^(fd)



Figura 42.Muestras sumergidas a $55 \pm 1 \text{ }^\circ\text{C}$ ^(fd)

Càlculo de resultados:

El àrea interna (A) de las cavidades (π x diàmetro x altura) se calculó para determinar la resistencia al desalojo expresado en MPa usando la expresi3n: $\sigma = P/A$ donde P es la fuerza o carga màmima que soportó la muestra en Newton (N).

Los resultados se analizaron estadísticamente con ANOVA de un 1 vía y la prueba de Tukey utilizando el programa Sigma-Stat 2.03.para comparar los grupos.

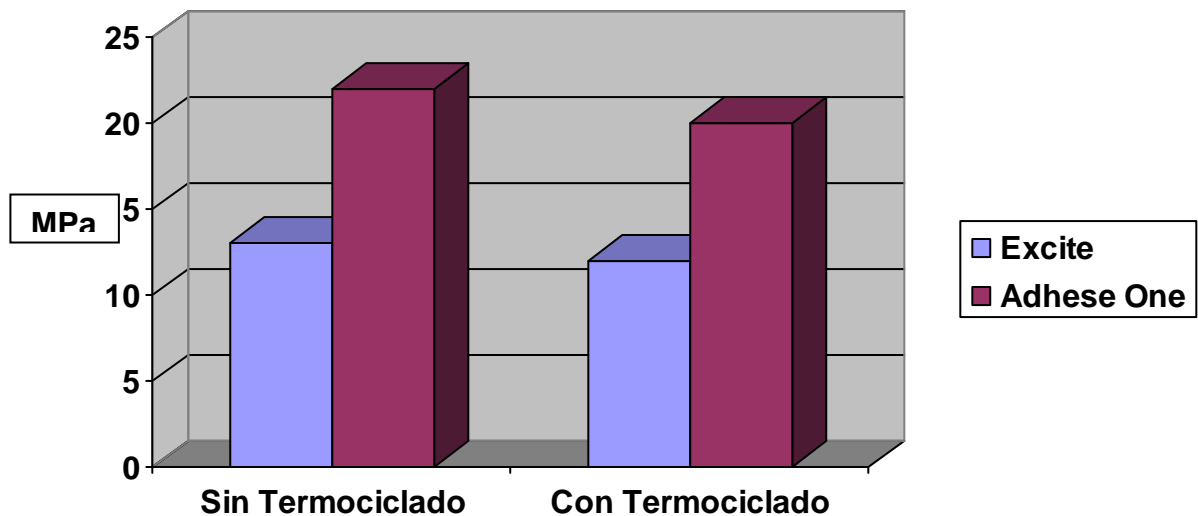


9.0 RESULTADOS

En el presente trabajo se evaluó la resistencia al desalojo de una resina compuesta *in vitro* con y sin termociclado de dos sistemas adhesivos, Excite (adhesivo de quinta generación) y Adhese One (adhesivo autograbante de sexta generación). Tabla 3, Gráfica 1.

ADHESIVO	RESISTENCIA AL DESALOJO MPa	
	Sin termociclado	Con termociclado
Excite	13±7	12±5
Adhese One	22±11	20±7

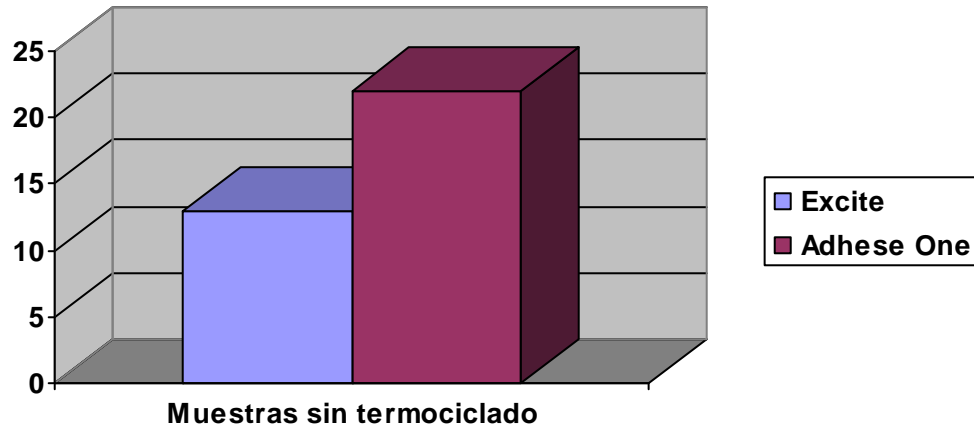
Tabla 3. Medias obtenidas de los dos sistemas adhesivos



Gráfica 1. Medias obtenidas de los dos sistemas adhesivos

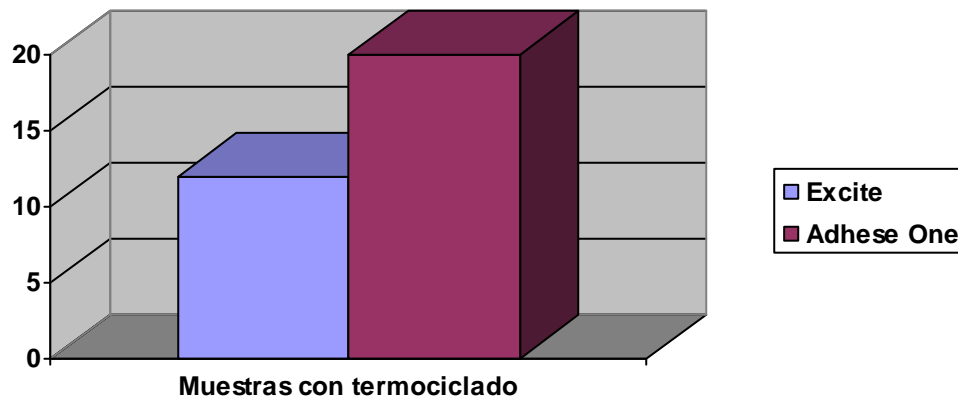


Al analizar los datos se observó que existe una diferencia estadísticamente significativa ($p=0.007$) entre los valores promedio de los grupos 1 y 2 de los adhesivos Excite y Adhese One respectivamente sin ser sometidas a termociclado. Gráfica 2.



Gráfica 2. Medias obtenidas de los grupos 1 y 2 sin termociclado

Por otro lado, en los grupos 3 y 4 de las muestras que fueron sometidas a termociclado se observó que no existen diferencias estadísticamente significativas, entre los valores de resistencia al desalajo de ambos sistemas adhesivos. Gráfica 3.



Gráfica 3. Medias obtenidas de los grupos 3 y 4 con termociclado



11.0 DISCUSIÓN

La resistencia al desalojo por empuje es una técnica común para mostrar la efectividad de los adhesivos, por lo que, en este estudio se utilizó este método para evaluar dos sistemas de adhesión: uno de grabado total y un autograbante (quinta y sexta generación), con y sin termociclado, siguiendo la metodología descrita por Barceló y cols..⁽⁴⁷⁾

En 1994, Watanabe y cols..⁽⁴⁸⁾ demostraron que era posible crear una unión adhesiva con el sustrato dental sin necesidad de eliminar completamente el barrillo dentinario con el uso de ácidos suaves que disuelven parte de éste, creando la posibilidad de exposición del colágeno. Los mismos autores en 1999⁽⁴⁹⁾, consideraron importante la preservación del barrillo dentinario como forma de evitar la penetración al interior del túbulo dentinario y mencionaron que una mínima penetración es suficiente para que ocurra un sellado pero logrando una menor fuerza adhesiva (18 MPa).

Sin embargo, Nakabayashi⁽⁵⁰⁾ creador de la técnica de acondicionamiento ácido total, menciona que los adhesivos se infiltran en el colágeno expuesto, son polimerizados por la luz y se crea una unión física con apariencia de unión química a lo que se denominó hibridización, esta unión crea fuerzas adhesivas de gran intensidad (18-22 MPa).

De acuerdo con la hipótesis de trabajo de este estudio, se esperaba que el adhesivo Adhese One (sistema de autograbado) obtuviera los valores más bajos de resistencia al desalojo; sin embargo, después de analizar estadísticamente los valores obtenidos se observó que Adhese One (autograbante) mostró los mayores valores (22 MPa) en comparación con Excite (sistema de dos pasos) que obtuvo un valor medio de 13 MPa, ambos grupos sin haber sido sometidos al termociclado y realizando pruebas sobre



dentina. Esto podría deberse al hecho de que exponer menos colágeno implica una menor posibilidad de que las áreas sean infiltradas y por lo tanto, la fuerza adhesiva suele ser prácticamente la misma, como lo menciona Goes y cols. ⁽⁵¹⁾ en 1997 cuando evaluó un sistema adhesivo de dos pasos y un autograbante de diferente casa comercial a la evaluada en este estudio pero arrojando resultados que indican que el adhesivo autograbante presenta un esfuerzo máximo al adhesivo de dos pasos.

En algunos casos se han reportado que los materiales de sexta generación han obtenido valores mayores de resistencia al desalojo que los de quinta generación.

Al comparar los valores que el fabricante menciona ⁽⁵²⁾ de esfuerzo máximo o resistencia a la adhesión tanto del sistema adhesivo de dos pasos, Excite (24 MPa), como del autograbante, Adhese One (28 MPa) con los valores obtenidos en esta investigación (13 y 22 MPa, respectivamente), se puede observar que Adhese One en ambas comparaciones es superior a Excite. Esta diferencia en los resultados podría deberse a la metodología de los estudios realizados por la casa comercial de acuerdo a ISO TR 11405 ⁽⁵²⁾; que es diferente a la técnica empleada en este estudio, otros factores que podrían influir son las condiciones en que se realizaron las pruebas, la forma de almacenamiento y la obtención de los dientes; esto último muy importante ya que los dientes que se utilizaron en este estudio fueron manejados de acuerdo a la especificación técnica ISO11405-2003 ⁽⁵³⁾ para que éstos resultados fueran confiables, en donde se menciona que las pruebas deben realizarse durante los 3 primeros meses a partir de su extracción sin embargo el fabricante no manifiesta haber cumplido con esta especificación, más sin en cambio ambos estudios fueron realizados sobre dentina.

Kuphasuk y cols. ⁽⁵⁴⁾ en 2007, reportaron para el adhesivo Excite (quinta generación) valores de 18 MPa siendo mayores que en este estudio (13



MPa). Esta diferencia mínima en los valores obtenidos podría deberse al método de prueba utilizado; sin embargo en ambos estudios los sistemas de autograbado obtuvieron mayor resistencia al desalajo que los sistemas de grabado total. Se podría inferir que esta técnica de grabado total es demasiado sensible a los procedimientos de grabado ácido, secado y aplicación del adhesivo.

Es de suma importancia considerar esta discrepancia entre los valores mencionados por el fabricante y los que se presentan en trabajos de investigación y artículos en donde mediante diferentes pruebas se puede comprobar la eficacia de los materiales que existen en el mercado.

Los trabajos de investigación de Carvalcho y cols. ⁽⁵⁵⁾ en 2004, mencionan que mientras menos se ataque a la dentina, mejor es la función adhesiva. Este fenómeno se observa en los adhesivos autograbantes debido a que se componen de ácidos suaves que únicamente desmineralizan la capa superficial de la dentina, permitiendo la penetración de los monómeros dentro de los túbulos, simplificando el procedimiento clínico y al mismo tiempo, se evitan los pasos más críticos y más sensibles de la técnica, como el grabado ácido total. Lo anterior podría ayudar a explicar el comportamiento que presentaron los dos adhesivos evaluados en este estudio (dos pasos y autograbante). Debido a que la superficie dental de los grupos de estudio en los que se evaluó el adhesivo autograbante está recubierta de barrillo dentinario, el secado de la cavidad no producirá el efecto de aspiración odontoblástica y no hay dudas sobre el grado de humedad, ya que no es necesario el lavado de la cavidad; además su acidez produce la disolución del barrillo dentinario, la descalcificación de la capa más superficial de la dentina y la exposición de las fibras de colágeno para posibles encadenamientos con la resina de los adhesivos.



Por otro lado, la función del etanol presente en el adhesivo de dos pasos, Excite (quinta generación), es minimizar la presencia de humedad porque es un disolvente volátil y por lo tanto, debe aplicarse sobre una superficie húmeda para lograr mejores resultados; es aquí donde el operador juega un importante papel de variabilidad en la metodología, ya que es difícil estandarizar la cantidad de humedad en la dentina ya sea brillante, perlada o mojada. El hecho es que un sistema adhesivo con un mayor número de pasos, da pie a que exista un mayor margen de error en los procedimientos de tiempo de grabado ácido, lavado y secado como lo mencionaron Luca Giachetti y cols. ⁽⁵⁶⁾ en 2007. Por lo tanto, la razón hoy en día es buscar lograr que esta técnica sea clínicamente menos sensible y más rápida para obtener la adhesión con un menor número de pasos. ⁽⁵²⁾

Los valores reportados por Sensi y cols. ⁽⁵⁷⁾ en 2005, utilizando la técnica con termociclado de se utilizó en este estudio y fueron de 13 MPa para el adhesivo autograbante Adhese One, que son menores a los valores obtenidos en esta investigación (22 MPa). Una de las variantes es que en dicho estudio las muestras fueron sometidas a 500 ciclos y el presente estudio utilizó 600 ciclos. Otra diferencia entre ambos estudios fue la velocidad de carga, Sensi empleó 0.5 mm/min, mientras que en este estudio, se uso 1.0 mm/min. Por otro lado, debido a la dificultad de adquirir dientes humanos, ellos usaron dientes bovinos que son aceptables para este tipo de estudios como lo sugiere la Federal Dental International y ANSI-ADA ⁽⁸⁾ por su gran parecido histológico. Se debe tener presente que las muestras de dentina del presente estudio se obtuvieron de terceros molares humanos recién extraídos. A pesar de ser mínimas las diferencias histológicas de dentina humana y bovina deben ser consideradas debido a que el tamaño de los túbulos dentinarios que son más gruesos y rectos que en el hombre, además de que en la dentina humana están distribuidos de manera uniforme



y son poco ondulados mientras en dentina bovina se encuentran esparcidos.
(58)

El termociclado es un método de laboratorio que trata de simular las condiciones de la cavidad oral, este proceso induce un esfuerzo entre el sustrato dental y el material de restauración justo en la interfase en el adhesivo ya que tienen diferentes coeficientes de expansión térmica lineal; produce cambios fisiológicos y anatómicos de carácter natural provocados por cambios térmicos (envejecimiento térmico) a los materiales. Asaka y cols⁽⁵⁹⁾ en 2007, mencionaron que 10,000 ciclos equivalen a aproximadamente un año de función *in-vivo* por lo que 600 ciclos son aproximadamente 22 días de uso en cavidad bucal, por esta razón, este tiempo no resulta ser suficiente para proporcionar datos significativos en cuanto al envejecimiento de los materiales.

La composición de ambos materiales, a pesar de ser de la misma casa comercial, tiene ciertas diferencias que dan un parámetro comparativo para explicar el comportamiento observado. El sistema adhesivo Excite contiene como disolvente etanol cuya función es minimizar la presencia de humedad debido a sus características volátiles ya que puede eliminar el agua de la superficie dentaria favoreciendo el transporte del adhesivo al llevar los monómeros hacia el interior de la red de colágena, además tiene una excelente capacidad de penetración y humectación, así como su capacidad de disolver los dimetacrilatos, monoacrilatos y Bis-GMA contenidos en este adhesivo.

Por otro lado Adhese One tiene como disolvente agua, que tiene buena capacidad de penetración en los túbulos dentinarios aunque su evaporación es lenta, por ello es necesario utilizar un chorro de aire, apróximamente de 5 a 10 s, para eliminar el exceso de la misma.



La función de los disolventes es impregnar la red de fibras de colágena expuesta, formando la capa híbrida ^(52, 8) y el utilizar agua en lugar de disolventes de alta velocidad de evaporación como el etanol o la acetona, produce menor sensibilidad postoperatoria.

Lo realmente relevante es la composición de la parte orgánica, el sistema adhesivo Excite contiene Bis-GMA que tiene por función el relleno de los poros localizados entre las fibras colágenas formando los tags de resina y formando conjuntamente la capa híbrida al tejido dentinario. Mientras que Adhese One contiene Bis-acrilamida, la cual funciona como un agente de entrecruzamiento como lo mencionan Rivas y cols. ⁽⁶⁰⁾. Se puede inferir que este acrilato es el responsable de una mayor resistencia al desalojo obtenida.

De acuerdo a los resultados obtenidos de este trabajo para poder categóricamente recomendar el uso de alguno de los dos adhesivos, se deben realizar valoraciones tanto en solubilidad, microfiltración, sorción acuosa, contracción por polimerización entre otros ya que evaluando estas propiedades, será posible observar el comportamiento de estos materiales y sobre todo considerando que las investigaciones *in vitro* no son capaces de predecir el éxito clínico, son necesarias las evaluaciones clínicas para confirmar estas observaciones.



12.0 CONCLUSIONES

Con base en los resultados de este estudio realizado en dentina y de acuerdo con las condiciones en que se realizó esta investigación, se puede concluir lo siguiente:

- La hipótesis de trabajo “La resistencia al desalajo evaluada *in-vitro* de restauraciones de resina compuesta utilizando un sistema adhesivo de quinta generación Excite® obtendrá valores mayores, con y sin termociclado en comparación con un sistema adhesivo de sexta generación Adhese One®” y de acuerdo a los resultados obtenidos esta no se cumple.
- El estudio de resistencia al desalajo indica que los sistemas recientes de adhesión (autograbantes) con menos componentes, menor número de pasos para su aplicación son cada vez mejores y con menos deficiencias.
- La resistencia al desalajo de la resina compuesta utilizando el sistema adhesivo Adhese One (Sexta Generación) obtuvo mejores resultados que el sistema adhesivo Excite (quinta generación), con y sin termociclado.



13.0 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1.- Ehrmantraut M., Bader M. “Unidad de resinas compuestas”. Área de Biomateriales Odontológicos. Facultad de Odontología. Universidad de Chile. Madrid, Editorial Avances Médicas Centrales, 1990, capítulo 8 Pp 207-225
- 2.- Barrancos M, Barrancos J, “Operatoria dental”. 3ª edición, Argentina, Editorial Panamericana. 1999, Capítulo 17, 21 Pp 567-578, 657-690
- 3.- Yacizi A. et al. “The effect of current-generation bonding systems on microleakage of resin composite restorations”. Quintessence Pub 2002; 33 (10): 763-769.
- 4.- Espinosa R, Espinosa D, “Difusión de los adhesivos dentinarios en el complejo pulpo-dentinario, un estudio in viva” Rev ADM 2005; 62:(1): 5-11
- 5.- Nakabayashi N Pashley DH “Hidridization of Dental Hard Tissues” Quintessence Pub 1998; 16(3):265-73
- 6.- Watson V, y cols. “Adhesión estado actual”, Acta Odontológica Venezolana, 1996; 34(1):11-16
- 7.- Carpena G. y cols., “Dental Adhesion: Present state of the art and futures perspectivas”, J Dent Mater 2002;33(1):213-224.
- 8.- Miyashita E, Salazar A, “Odontología Estética” Brasil,, Editorial Artes Médicas Latinoamérica 2005, Cap 1-2 Pp 1-62
- 9.- Bader M., Astorga C. y cols, “Biomateriales Dentales” Propiedades generales, Chile, 1996, Tomo 1, Cap., 1-4, Pp. 8-62
- 10.- Machi R., “Materiales Dentales, Fundamentos para su Estudio”, 2ª ed. , Editorial Médica Panamericana 1998, Cap 1-3, Pp 11-54.
- 11.- Guzmán H., “Biomateriales Odontológicos de uso Clínico” Argentina, Editorial presencia Ltda. 1990., Cap 4, Pp. 31-44,
- 12.- O’Keefe K.L., Powers J.M., “Adhesion of Resin Composite Core Materials to Dentin”, J Prost., 2001 14(5):Pp. 451-456..
- 13.- Buonocore M., Rochester N. Y., “Adhesive retention and adhesiva restorative materials”, J Am Dent, 1963; 67(3): Pp 382-391.



-
-
- 14.- Phillips “Ciencia de los Materiales Dentales” Fundamentos para su estudio, Argentina, 2ª edición, Editorial Mc Graw-Hill Interamericana, 1998 Cap 2-3, Pp,. 13-326.
- 15.- Swifte Jr. y cols, “Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art”., Quintessence, 1995; 26(2): 95-110.
- 16.- Van Meerbeek y cols., “Adhesives and cements to promote preservation dentistry”, Oper Dent 2001;6,119-144.
- 17.- Moncada G., “Adhesivos Dentinarios”, Rev Dental de Chile, 1987, 77(18): Pp. 66-72.
- 18.-Spadillero M., Uribe J., “Operatoria Dental Ciencia y Práctica”: Sistemas Resinosos Compuestos, Madrid, Editorial Avances Medicas Centrales, 1990, Cap 8, Pp. 207-225
- 19.- Henostroza, G. “Adhesión en Odontología Restauradora”.. Brasil: Editorial Maio, 2003, Pp 320-357
- 20.- Munksgaar E.C.,y colsl. “Dentin polimer bond promoted by Gluma and various resins”, J Dent. Res; 1985; 54:1409-1411,.
- 21.- Van Meerbeek B, y cols “Enamel and dentin adhesion”.J Oper Dent, 2001; 8:178- 235.
- 22-Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO. “Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art”, Quintessence 1995; 26(2):95-110.
- 23.- Buonocore MG, Willeman W, Brudevolt F. “A report on a resin composition capable of bonding human dentin surfaces”. J Dent Res 1956; 35(6): 846-851.
- 24.-Burke FJ, McCaughey AD. “The four generations of dentin bonding”. Am J Dent 1995; 8(2): 88-92.
- 25.-Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. “The clinical performance of adhesives”. J of Dentistry 1998; 26(1): 1-20
- 26.- Van Meerbeek B, Inoue S, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. Enamel and dentin adhesion. In: Summit JB, Robbins JW, Schwartz RS. “Fundamentals of Operative Dentistry. A contemporary approach”. Quintessence, 2001; 8: 178- 235.



- 27.- Perdigao J, Ritter VA.. “Fundamentos y posibilidades de adhesión”. Sao Paulo Brasil, 2001, 4: Pp. 83-128.
- 28.- Perdigao J, Swift EJ. “Fundamental concepts of enamel and dentin adhesion”. Oper Dent, 2002: 6 236-267
- 29.- Swift EJ. Sturdevant’ s “Art & science of operative dentistry”. 4th edition St. Louis, Editorial Mosby, Inc., 2002, Pp 236-267.
- 30.- Guzmán B, “Biomateriales dentales de uso clínico” 3^a edición Argentina Editorial Panamericana, 2003 Pp. 217-225.
- 31.- Rouler D, “Adhesion the silent revolution in dentistry” Quintessence 2000; 5;13-19
- 32.- Degrange M. Adhesion: “The silent revolution in dentistry”. Quintessence. 2000; 4: 45-60.
- 33.- Roulet JF. “Adhesive dentistry in the 21st century”. Oper Dent 2000; 25: 355-366.
- 34.- Nor JE. “Dentin bonding: SEM comparison of dentin surface and resin-dentin interface in primary and permanent teeth”. Master’s Thesis, The University of Michigan School of Dentistry, 1994.
- 35.- Carrillo C.. Bond strength of self-etch adhesive systems. 2001. Unpublished data
- 36.- Agostini FG, Kaaden C, Powers JM. “Bond strength of selfetching primers to enamel and dentin of primary teeth”. Pediatric Dent 2001; 23(6):.
- 37.- Bowen RL. “Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations”. J Am Dent Assoc 1963;66:57–64.
- 38.- Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. “Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness”. Eur J Oral Sci 2002;110:471–9.
- 39.- Ribera C., Quevedo E., Bader M., “Análisis comparativo in vitro de las propiedades físicas y mecánicas de dos resinas compuestas de reciente aparición v/s su predecesora”, Rev Fac de Odonto, Universidad de Chile, 2000;18: 25-33.
- 40.- De la Macorra JC. “La contracción de polimerización de los materiales restauradores a base de resinas compuestas”. Odontol Cons 1999;2:24-35



- 41.- Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY. "Mechanical properties of new composite restorative materials". J Biomed Mater Res 2000; 53: 353-61
- 42.- Geraldi S, Perdigao J. "Microleakage of a New Restorative System in Posterior Teeth". J Dent Res 2003;81:1276.
- 43.- Hervás A, Martínez L, Cabanes V, Barjau E, "Resinas compuestas. Revisión de los materiales e indicaciones clínicas" Med Oral Patol Oral 2006; 11:215-20.
- 44.- Craig R., O'Brien W., Powers J., "Materiales dentales, Propiedades y Manipulación", 6ª Edición, Editorial Mosby, 1999, Cap 1-4, Pp.: 1-55
- 45.- Vaca MJ, Ceballos L, Fuentes MV, Osorio R, Toledano M, García-Godoy F "Sorción y solubilidad de materiales formulados con resina" Av Odontostomatol, 2003; 19 (6) 167-170
- 46.- Schmidseeder J. "Acabado y pulido. En: Atlas Odontología Estética" buenos Aires, Ed. Masson 1999:Pp. 98 – 100.
- 47.- Barceló F, Álvarez C, Guerrero J, Sáez G,. "Calculatiòn of contracciòn rates due to shrinkage in Light cured composites". Dent Mater 2004; 20:228-235
- 48.- Watanabe I., Nakabayashi N, Bonding of photocured TEGDMA to smear layer-retained bovine dentin Quint Int 1993; 24 (5):335-342.
- 49.- Watanabe I., Nakabayashi N, "Bonding of photocured phenyl-P TEGDMA to smear layer-retained bovine dentin" Quintessence Int 1999; 24 (5):287-291
- 50.- Nakabayashi N, Hiranuma K, "Effect of etchant variation on wet and dry dentin bonding primed with 4-META/acetone" Dent Mater 16 2000 274-279
- 51.- Goes H, Urayuama A, Kimochi T, Matsuo T, Pashley DH. "Comparison of conventional vs self-etching adhesive bonds to caries affected dentin." Oper Dent 2000; 25 (3): 163-9.
- 52.- Manual técnico de Adhese One y Excite proporcionado por Ivoivadent en pagina Web:<http://www.ivoclarvivadent.com>.
- 53.- Dental materials Testing of adhesion to tooth structure. ISO/TS11405. 2a Edición. 2003.



-
-
- 54.- Kuphasuk W, Harnirattisai C, Senawongse "Bond strengths of two adhesive systems to dentin contaminated with hemostatic agent" Oper Dent 2007, 32(4): 399-405
- 55.- Calvacho Del-Nero MO, Escribano N, de la Macorra Jc. "Análisis of sealing vs insile bond strength of eight adhesive restorative material systems" J Adhes Dent 2000; 2 (2): 117-27
- 56.- Luca Giachetti Triolo PT Jr, Swift EJ Jr. "Shear bond strengths of ten dentin adhesive systems". Dent Mater 1992;8:370-374
- 57.- Sensi LG, Lopes GC "Dentin bond strength of self-etching primers/adhesives" Oper Dent 2005 30(1):63-68
- 58.- Ramalho, S.A, Daruge, E "La importancia del peritaje en el estudio comparativo histomorfológico del esmalte, dentina y cemento de dientes humanos y de otros animales" Rev. Odonto, 2006 44 (1) 34-41
- 59.- Asaka Y, Amano S, Rikuta "A Influence of termal cycling on dentin bond strengths of single-steps self-etch adhesive systems" Oper Dent 2007, 32(1);73-78
- 60.-Rivas B, Canessa G, Martinez E, "Poly3-(methacryloylamino)propyl) trimethylammonium chloride hydrogel. Synthesis and water-absorption capacity" Bol. Soc. Chil Quim 2003; 45(6) 123-128