



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**EVALUACIÓN IN VITRO DE RESISTENCIA AL
DESALOJO DE UNA RESINA COMPUESTA UTILIZANDO
DOS SISTEMAS ADHESIVOS Y TERMOCICLADO.**

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:

AURORA CARINA GONZÁLEZ CAMARENA

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.

Índice

0.0 Resumen	1
1.0 Introducción	2
2.0 Marco teórico	3
2.1 Esmalte	3
2.1.1 Propiedades físicas del esmalte	3
2.2 Dentina	4
2.2.1 Propiedades físicas de la dentina	5
2.3 Polímeros	7
2.3.1 Polimerización	8
2.4 Adhesión	9
• Retención mecánica	10
• Adhesión química o específica	10
• Energía y tensión superficial	10
• Capilaridad	10
• Tixotropismo	11
• Mojado	11
2.4.1 Adhesión a esmalte	12
2.4.2 Adhesión a dentina	12
2.5 Grabado ácido	13
2.5.1 Grabado ácido de esmalte	13
2.5.2 Grabado ácido de dentina	14
2.6 Generaciones de adhesivos	16
a) Primera generación	16
b) Segunda generación	16
c) Tercera generación	17
d) Cuarta generación	18
e) Quinta generación	18
f) Sexta generación o sistemas de autograbado	19
g) Séptima generación	21
h) Adhesivos liberadores de fluoruro	21
2.7 Resinas compuestas	26

2.7.1	Constituyentes de las resinas compuestas	28
	a) Matriz de resina	28
	a.1) Otros compuestos de matriz de resina compuesta	29
	-Siloranos	29
	- Ormocera	30
	b) Partículas de relleno	30
	b.1 Partículas de relleno nano híbridas	33
	c) Agentes de acoplamiento	35
2.7.2	Tipos de polimerización	36
2.7.3	Contracción por polimerización	36
2.7.4	Conductividad térmica	38
2.7.5	Expansión térmica	38
2.7.6	Sorción acuosa	39
2.7.7	Radiopacidad	39
2.7.8	Resistencia a la compresión y a la flexión	39
2.7.9	Módulo elástico	39
2.7.10	Dureza y desgaste	40
2.7.11	Resistencia a la adhesión	40
2.7.12	Características clínicas	41
	a) Desgaste	41
	b) Sensibilidad postoperatoria	42
2.7.13	Manipulación	42
	a) Grabado y adhesión	42
	b) Resinas fotopolimerizables	43
2.7.14	Lámparas para fotopolimerización	43
	• Resinas de curado dual	45
2.7.15	Colocación	45
2.7.16	Terminado y pulido	46
3.0	Planteamiento del problema	48
4.0	Justificación	49
5.0	Hipótesis	51
	5.1 Hipótesis de trabajo	51
	5.2 Hipótesis nula	51
	5.3 Hipótesis alterna	51

6.0	Objetivos	52
6.1	Objetivo general	52
6.2	Objetivos específicos	52
7.0	Metodología	53
7.1	Tipo de estudio	53
7.2	Variables	53
7.2.1	Variables dependientes	53
7.2.2	Variables independientes	53
7.3	Criterios de selección	53
7.3.1	Criterios de inclusión	53
7.3.2	Criterios de exclusión	54
7.4	Población de estudio	54
7.5	Diseño experimental	54
a)	Recursos físicos	54
b)	Recursos biológicos	54
c)	Recursos materiales	54
7.6	Método	55
a)	Resistencia al desalojo antes del termociclado	60
b)	Resistencia al desalojo después del termociclado	62
8.0	Resultados	63
9.0	Discusión	67
a)	Resistencia al desalojo	67
b)	Termociclado	72
10.0	Conclusiones	75
11.0	Bibliografía	77

Índice de figuras

Fig. 1. ácido grabador sobre el esmalte dentario	6
Fig 2 ácido grabador sobre esmalte dentario	6
Fig. 3 Homopolímero	7
Fig. 4 a. Cadenas lineales	7
Fig. 4 b. Cadenas ramificadas	7
Fig. 5 a. Mojado	11
Fig. 5 b Aplicación de adhesivo dental sobre estructura dentinaria	11
Fig. 6. Diferencia entre esmalte grabado y esmalte sin grabar	14
Fig 7 a. Apariencia de la superficie dentinaria grabada	15
Fig. 7 b. dentina con túbulos dentinarios ensanchados	15
Fig 8 a. Indicaciones del fabricante antes de la aplicación del adhesivo	26
Fig 8 b. Indicaciones del fabricante sobre aplicación del adhesivo	26
Fig. 9 Molécula de Bis-GMA	28
Fig. 10 Molécula de UDMA	28
Fig. 11 Molécula de TEGDMA	29
Fig. 12 Compuesto de microrrelleno	31
Fig. 13 Lámpara de fotopolimerizado de cuarzo-tungsteno-halógeno	44
Fig. 14 Lámpara de fotopolimerizado de luz LED	44
Fig. 15 Puntas montadas de silicona para pulir resina	47
Fig. 16. Máquina recortadora de disco	55
Fig. 17a Corte de diente situado en el hacedor de muestras	56
Fig. 17b Elaboración de muestras con acrílico autopolimerizable	56
Fig. 18a Perforaciones a las muestras	57
Fig. 18 b Muestras perforadas	57
Fig. 19 Presentación comercial de Futurabond NR de Voco	58
Fig. 20a Material de obturación. Grandio de Voco	59
Fig. 20b Muestra obturada	59
Fig. 21 Presentación comercial de Solobond M de Voco	60
Fig. 22 Molde para fabricar muestras	61
Fig. 23 Detalle de Máquina Universal de Pruebas Mecánicas Instron	61
Fig. 24 Termociclado	62
Fig. 25 Molécula de TMPTMA	69

Índice de tablas

Tabla 1. Clasificación de tipos de relleno (Willems) 1993 33

Tabla 2. Aspectos clínicos de las resinas compuestas 41

Índice de gráficas

Gráfica 1. 63

Valores promedio de resistencia al desalojo de las muestras que no fueron sometidas a termociclado.

Gráfica 2. 64

Valores de resistencia al desalojo de las muestras que fueron sometidas al proceso de termociclado

Gráfica 3. 65

Valores del sistema adhesivo Solobond M con y sin termociclado

Gráfica 4. 66

Valores del sistema adhesivo Futurabond NR con y sin termociclado

0. Resumen

La odontología actual se encamina hacia la prevención y a la conservación de la mayor parte de tejido sano, realizando cavidades más conservadoras. Esto ha incrementado la búsqueda de sistemas adhesivos que ofrezcan mayores ventajas a largo plazo. **Objetivo:** Evaluar la resistencia al desalojo de una resina compuesta utilizando dos sistemas adhesivos (Solobond M, de quinta generación y Futurabond NR, de sexta generación, Voco) antes y después de ser sometidos a termociclado. **Método:** Se obtuvieron cortes transversales de dentina de 40 molares humanos que se montaron en acrílico y fueron perforados en el centro con fresas de 3.44 mm de diámetro. Las cavidades se obturaron con resina compuesta, utilizando los dos sistemas adhesivos siguiendo las instrucciones del fabricante. Veinte muestras fueron sometidas a una carga con una velocidad de 1.0 mm/min. 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 mostró que el sistema adhesivo Futurabond NR obtuvo mayores valores antes del termociclado (30.5 MPa), mientras que las muestras del mismo sistema adhesivo sometidas a este proceso, aumentaron sus valores (30.7 MPa), sin observarse diferencias estadísticamente significativas. Las muestras de Solobond M obtuvieron un valor medio de 22 MPa antes del termociclado y de 30 MPa después del proceso. **Conclusiones:** Se piensa que Futurabond NR obtuvo mayores valores por la presencia de TMPTMA en su matriz, que le puede brindar una mayor resistencia ante cambios de temperatura. Además, la presencia de etanol como disolvente y un pH más ácido, en comparación con Solobond M.

1.0 Introducción

Hoy en día, la Odontología ha tomado un rumbo dirigido hacia la prevención, por lo que todos los tratamientos restaurativos van encaminados a la conservación de la mayor cantidad de tejido sano.

Esta propuesta ha dado como resultado un desafío para la Odontología Adhesiva, debido a que el éxito de un tratamiento muchas veces depende del sellado de la interfase entre el diente y la restauración. Para lograr ese sellado, existen varias técnicas para promover la retención y el acondicionamiento de los tejidos. El grabado ácido permite el uso de preparaciones cavitarias más conservadoras, ya que logra microporosidades en los tejidos dentarios para que exista una unión y “anclaje” logrando que el material de restauración esté en íntimo contacto con el diente.

Por otro lado, la creciente aparición en el mercado de gran variedad de adhesivos ha provocado que la colocación de restauraciones directas sea cada vez menos complicada. Sin embargo, los nuevos materiales no siempre superan en propiedades a los productos ya existentes y es por esto que el odontólogo debe estar enterado de las pruebas y estudios que los evalúan para tomar una decisión informada.

Los sistemas adhesivos actuales presentan adhesión satisfactoria a esmalte y dentina, sin embargo, el reemplazo de restauraciones debido a la formación de caries secundaria es aún un gran problema en la odontología. ^[1]

Por las razones antes mencionadas, el objetivo de este estudio fue realizar una evaluación *in-vitro* de la resistencia al desalojo de una resina compuesta utilizando dos adhesivos (quinta y sexta generación), con el propósito de presentar valores y ofrecer al odontólogo más opciones para que pueda realizar una selección adecuada de los materiales dentales que existen en el mercado.

2.0 Marco teórico

Los dientes son órganos anatómicos duros de especial constitución tisular, que colocados en los huesos maxilares formando un tipo de articulación denominada gónfosis, presentan orden constante en unidades pares, derechos e izquierdos, de igual forma y tamaño que dentro de la cavidad bucal, forman el aparato estomatognático, en conjunto con otros órganos. ^[2]

Los dientes están conformados por diferentes tejidos y rodeados por un ligamento periodontal, que promueve la distribución de las fuerzas hacia el hueso. ^[2]

2.1 Esmalte

El esmalte cubre al diente en su porción coronaria. Es una estructura acelular, avascular y sin inervación. El esmalte es el tejido más duro del organismo debido a que su constitución es de aproximadamente 96% de matriz inorgánica, 3% de matriz orgánica y 1% de agua. La matriz inorgánica está constituida por cristales de hidroxiapatita, cuya composición consta de fosfato de calcio. ^[3]

La matriz orgánica se compone de proteínas como amelogeninas, enamelinas, ameloblastinas, tuftelina y parvalbúmina. Su origen embriológico es el órgano del esmalte que origina una proliferación localizada del epitelio bucal. ^[3]

Las células formadoras de esmalte se denominan ameloblastos y dejan de producir esmalte después de la erupción, es decir no se regenera, pero sí se puede remineralizar. ^[3]

2.1.1 Propiedades físicas del esmalte:

- **Dureza.**- Tiene un valor de 300 en la escala de Vickers y equivale a la apatita. Su dureza está relacionada con su grado de mineralización. ^[3]
- **Elasticidad.**- Debido a su alto porcentaje de matriz inorgánica, su elasticidad es casi nula. ^[3]

- **Color.-** Es translúcido y su color depende del tono de la dentina, en las zonas de mayor espesor su tonalidad es grisácea y en donde es más delgado su tonalidad es blanco-amarillento; su transparencia se atribuye a variaciones en el grado de calcificación.^[3]
- **Permeabilidad.-** Es poco permeable, pero puede remineralizarse al captar continuamente ciertos iones o moléculas existentes en la saliva.^[3]

Debido a que el esmalte es una estructura de superficie muy lisa, para alcanzar adhesión de resinas compuestas, es necesario crear microporosidades por medio de grabado ácido. Este proceso se describirá más adelante.

2.2 Dentina

Es el tejido mineralizado que ocupa el mayor volumen de la estructura dentaria, se encuentra cubierta por el esmalte en la zona coronaria y por el cemento en la zona radicular, en su interior delimita la cámara pulpar.^[3]

La dentina está formada en un 70% por matriz inorgánica en forma de cristales de hidroxiapatita, 18% de materia orgánica principalmente fibras de colágena y finalmente un 12% de agua.^[3]

La dentina está conformada por una matriz mineralizada y por túbulos dentinarios que alojan a los procesos odontoblásticos, que son prolongaciones citoplasmáticas de los odontoblastos, cuyos cuerpos se encuentran ubicados en la periferia de la pulpa; éstos producen la matriz de colágena de la dentina e intervienen en el proceso de calcificación de la misma.^[3]

Los odontoblastos se encuentran separados de la dentina mineralizada por la predentina, la cual es una zona de matriz orgánica. Los túbulos dentinarios se encuentran más separados y tienen un menor diámetro en la unión esmalte-dentina y están más cercanos entre sí y con mayor diámetro entre más cerca se encuentran de la pulpa.^[3,4]

Existen depósitos continuos de dentina peritubular, que resulta en la reducción gradual en el diámetro de los túbulos, como consecuencia, la dentina aumenta su fragilidad y disminuye su permeabilidad.^[4]

2.2.1 Propiedades físicas de la dentina

- **Dureza:** Depende de su grado de mineralización, debido a la mayor presencia de materia orgánica, este tejido es menos duro que el esmalte. El promedio de dureza en dientes permanentes es aproximadamente de 60 en la escala de Vickers.^[3]
- **Color:** La dentina es de color blanco-amarillento y dependiendo de la edad va oscureciendo, es decir, a mayor edad es más amarilla. Debido a que su grado de mineralización es menor, su translucidez es menor.^[3]
- **Permeabilidad:** La dentina contiene túbulos dentinarios que le confieren dos tipos de transporte: uno es difusión y el otro es por medio de presión de los fluidos intersticiales de la pulpa.^[3]

Existen diferentes tipos de dentina de acuerdo a su momento de aparición y función:

- **Dentina primaria:** Es la primera en formarse y la que forma la mayor parte de ésta. Desde el punto de vista funcional es la que se deposita desde las primeras etapas de la dentinogénesis hasta que el diente entra en oclusión, comprende la dentina del manto y la circumpulpar.^[3]
- **Dentina secundaria:** Es la que se produce después de la formación de la raíz, se deposita lentamente y durante toda la vida del diente. Ésta se forma por dentro de la circumpulpar en la periferia de la cámara pulpar.^[3]

- **Dentina terciaria:** Se conoce también como dentina de reparación, se forma más internamente deformando la cámara pulpar pero sólo en los sitios donde se encuentra un estímulo localizado.^[3]

Cuando la dentina es sometida a grabado ácido, se deja descubierta la red de colágena y se alcanza la adhesión por traba mecánica entre las irregularidades de los túbulos dentinarios, pero esta superficie antes de ser acondicionada debe encontrarse seca y limpia, teniendo especial cuidado de no resecar la dentina; para evitar esto, puede secarse con una torunda de algodón antes de realizar el grabado ácido. Figuras 1 y 2.

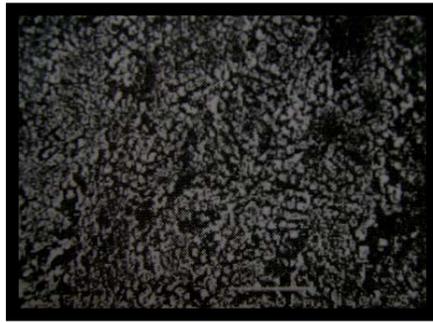


Fig. 1. Fotografía obtenida con microscopio electrónico de barrido a 500 X de la acción del ácido grabador sobre el esmalte dentario.

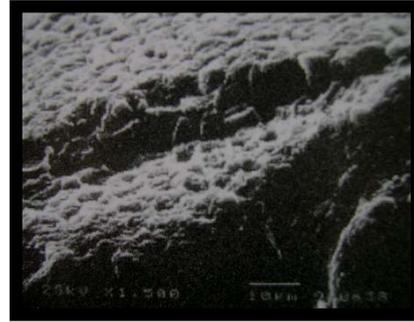


Fig. 2. Fotografía obtenida con microscopio electrónico de barrido a 1500 X de la acción del ácido grabador sobre el esmalte dentario.

2.3 Polímeros

Un homopolímero es una molécula que está formada por muchas unidades repetidas, (Figura 3), su estructura puede ser lineal, ramificada o cruzada (Figura 4). Un oligómero es un polímero corto compuesto de dos, tres o cuatro unidades de meros. Un mero es la unidad química más simple de la composición de un polímero y con frecuencia es la base sobre la que se nombra al compuesto. Un monómero es la molécula que se une a otras iguales para formar un polímero y este proceso se denomina polimerización.^[9]

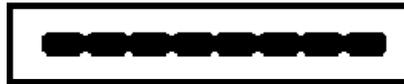


Fig. 3 Homopolímero



Fig. 4 b. Cadenas ramificadas



Fig. 4 a. Cadenas lineales

2.3.1 Polimerización

La mayoría de las reacciones de polimerización son de dos tipos: por adición en la que no se forman subproductos y por condensación en la que se forma un subproducto de bajo peso molecular como agua o alcohol. ^[6]

La polimerización se da en tres pasos: iniciación, propagación y terminación.

La iniciación involucra la producción de radicales libres, que ayudarán a que comience a crecer la cadena polimérica. Las cadenas de radicales libres tienen grupos químicos que no comparten electrones entre ellos. ^[6]

En los sistemas activados químicamente, los radicales libres son producidos generalmente por la reacción de un iniciador (peróxido orgánico) y un acelerador (amina). En los sistemas activados por luz, la canforoquinona da como resultado la formación de dos moléculas con un electrón sin compartir entre ellas. Sin importar la forma de producción, los radicales libres atacan a los enlaces dobles de las moléculas monoméricas disponibles, provocando que se coloquen los electrones no compartidos al final del monómero y se forman moléculas monoméricas activadas. ^[6]

Durante la propagación, los monómeros activados atacan a los enlaces dobles de monómeros adicionales disponibles, dando como resultado una rápida adición de moléculas monoméricas al radical libre. Este proceso continúa y la cadena aumenta su tamaño. ^[6]

La terminación del crecimiento del radical libre puede ocurrir por medio de varios mecanismos y puede provocar la formación de ramificaciones o enlaces cruzados. Existen algunos inhibidores, como la hidroquinona, que al ser añadidos en pequeñas cantidades al monómero pueden aumentar su vida de almacenamiento. Las hidroquinonas reaccionan con los radicales libres, disminuyendo el grado de iniciación. ^[6]

Si los monómeros son de dos o más tipos diferentes, el polímero resultante se denomina copolímero. Los copolímeros pueden aparecer en un orden específico como largas cadenas acomodadas en secuencia o no tener ningún orden. Todos los átomos a lo largo de cualquier polímero están unidos por medio de enlaces covalentes primarios.^[6]

El grado de polimerización se define como el número total de meros que reaccionan o se convierten en una molécula de polímero. El peso molecular de la molécula de un polímero es la suma de los pesos moleculares de los meros que la constituyen. Existen varios factores que afectan las propiedades de los polímeros, incluyendo la composición química de la cadena, su grado de polimerización y el número de ramificaciones, pero como una generalidad, las cadenas más largas y con mayor peso molecular dan como resultado un polímero con mayor fuerza, dureza y rigidez.^[6]

2.4 Adhesión

Actualmente, la odontología estética y restauradora es creciente y cada vez tiene mayor auge, razón por la que las investigaciones han aumentado y al mismo tiempo la aparición de adhesivos de diversas generaciones se han desarrollado y se encuentran evolucionando constantemente. Con el propósito de comprender los mecanismos de acción de los sistemas adhesivos se deben conocer los conceptos básicos que en ellos intervienen.

La adhesión se define como el fenómeno en el cual dos superficies se mantienen juntas por medio de fuerzas químicas o físicas o ambas, con frecuencia con la presencia de un adhesivo. La adhesión implica un estado inicial de contacto entre un adherente y un adhesivo mediada por interacciones físicas o químicas.^[7]

- **Retención mecánica**

Este fenómeno se presenta cuando un material (adhesivo) en estado fluido, se adhiere y al endurecer queda atrapado en las irregularidades del adherente, evitando que éstos se separen, creándose una unión que se conoce como *traba mecánica*.^[6]

- **Adhesión química o específica**

Se presenta cuando el adhesivo y el adherente experimentan una interacción química entre sus superficies de contacto.^[6]

- **Energía y tensión superficial**

Dentro de un líquido, alrededor de una molécula actúan atracciones simétricas pero en la superficie, una molécula se encuentra sólo parcialmente rodeada por moléculas y en consecuencia es atraída hacia dentro del líquido por las moléculas que la rodean. Esta fuerza de atracción tiende a arrastrar a las moléculas de la superficie hacia el interior del líquido.^[6]

En un sólido, los átomos están tan juntos que la fuerza de atracción entre ellos es muy intensa, lo que permite a ese cuerpo mantener su forma y ser impenetrable.^[6]

- **Capilaridad**

La capilaridad se puede definir como la ocupación de interfases o espacios microscópicos por parte de un líquido; este fenómeno es muy importante en odontología ya que interviene en la adhesión de materiales a esmalte o dentina, como las resinas compuestas. Para lograr este efecto, se usan adhesivos dentales con solventes muy fluidos y con baja tensión superficial, como alcohol, acetona o agua.^[6]

- **Tixotropismo**

Es la capacidad de algunas sustancias para perder su viscosidad ante la aplicación de cargas o al ser agitadas.^[6]

- **Mojado**

Es una medida de la afinidad de un líquido por un sólido con la adición de una gota. Para obtener un alto grado de mojado es necesario que la energía superficial del sustrato sea mayor que la tensión superficial del adhesivo. Si el adhesivo tiene una alta capacidad de mojado, habrá un contacto íntimo y mejorará la eficiencia del adhesivo.^[7,8]Figura 5.

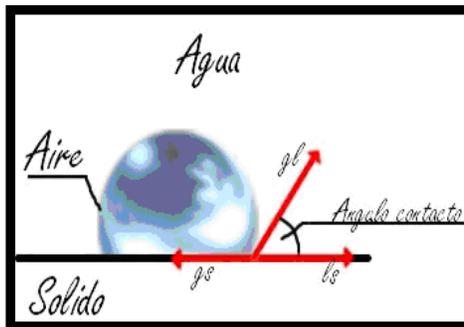


Fig. 5 a. Grado de mojado



Fig. 5 b Aplicación del adhesivo dental sobre la estructura dentinaria

2.4.1 Adhesión a esmalte

El esmalte es un tejido altamente mineralizado compuesto por hidroxiapatita (alrededor del 96%), agua (1%) y colágena (3%). El tratamiento con ácido fosfórico del 35% al 50% da como resultado una desmineralización selectiva, dejando una superficie con alta energía superficial, lo que permite un mojamiento eficiente por las resinas compuestas hidrofóbicas penetrando y formando interdigitaciones mecánicas fortaleciendo el enlace. Una vez que la resina compuesta penetra en los microporos, se puede polimerizar para formar enlace físico con el esmalte, estas prolongaciones pueden penetrar de 10 a 20 μm . Se debe tomar en cuenta que la contaminación de la superficie grabada con agua o saliva o la eliminación incompleta del agente grabador o minerales disueltos, afecta la estabilidad de la adhesión a largo plazo.^[5]

2.4.2 Adhesión a dentina

Mediante la obtención de adhesión a dentina se puede eliminar menor cantidad de tejido sano para crear retención, es decir, se pueden crear cavidades más conservadoras, además de impedir la penetración bacteriana, disminuyendo el riesgo de caries secundaria, pigmentación marginal y daño pulpar.^[4]

La utilización de ácidos débiles para acondicionar la dentina remueve el detritus dentinario y dentina peritubular, incrementando la apertura de los túbulos dentinarios de un 10 a 25%, incrementándose así la humedad en el sustrato. Con el propósito de mantener humectada a la dentina, se ideó la presencia de agentes volátiles como acetona o alcohol que actúan levantando el agua por presión, facilitando la volatilización del agua. La mezcla acetona-resina o alcohol-resina, al contacto con agua, reduce la energía superficial de la dentina, humectando el área cubierta por la humedad y desaloja el agua al mismo tiempo que los monómeros ocupan la superficie para poder ser polimerizados. Este fenómeno se hace presente cuando se logra un equilibrio entre las funciones del primer, el agua y la resina adhesiva.^[4]

El remanente de agua y del primer son eliminados por secado dejando una capa de primer sobre el sustrato dentinario que favorece el contacto de la resina y evita la interacción con agua.^[4]

Cuando se reseca la dentina acondicionada se colapsan las fibras de colágena, sellando las microporosidades y los canales abiertos por el grabado ácido, creando un sustrato difícil de penetrar y humectar por los agentes adhesivos.^[4]

Idealmente, los adhesivos dentinarios deben ser hidrofílicos para desplazar los fluidos dentinarios y humedecer la superficie, lo que permite penetrar los poros de la dentina y por último reaccionar con los componentes orgánicos o inorgánicos de la dentina.^[4]

2.5 Grabado ácido

En los años cincuenta, el estadounidense Michael G. Buonocore ideó una manera de obtener superficies de esmalte más retentivas, lo que mecánicamente se logra con la técnica del grabado ácido. El grabado ácido es un tratamiento importante de sustrato para mejorar la adhesión. Se usa como una preparación de la superficie para mejorar la morfología superficial.^[6,7]

2.5.1 Grabado ácido de esmalte

Es un procedimiento clínico ampliamente aceptado que ha aumentado la vida de las restauraciones de resina compuesta al disminuir el riesgo de pigmentación marginal, caries secundaria y sensibilidad postoperatoria debido al sellado de los márgenes del esmalte. El grabado ácido permite el uso de preparaciones cavitarias más conservadoras.^[5]

Este procedimiento consiste en colocar sobre el esmalte ácido fosfórico en una concentración de 30 a 37%, entre 15 y 60 segundos, lo que produce la degradación de la sustancia interprismática, intraprismaica o una combinación de ambas, a una profundidad aproximada de 25 micras; después de lavar y secar la

superficie degradada se coloca una resina líquida o adhesivo a base de bisfenol A-glicidil metacrilato (Bis-GMA) con un disolvente como trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA) y algún disolvente, como alcohol o acetona, los cuales le confieren fluidez al líquido, permitiendo que penetre por esos pequeños espacios (Figura 6), en los que después de endurecer por cualquier sistema de polimerización queda trabada o anclada la resina del adhesivo y después puede colocarse la resina compuesta, sellador, resina fluida o cemento de resina.^[6]



Fig. 6. Diferencia entre esmalte grabado (derecha), cuya apariencia es notablemente opaca, en comparación con el esmalte sin grabar (izquierda).

2.5.2 Grabado ácido de dentina

Debido a que es un tejido vivo y con gran contenido de fluidos, la dentina representa dificultades para la adhesión del material de restauración. Su naturaleza tubular produce un área variable a través de la cual los fluidos dentinarios emergen a la superficie afectando adversamente la adhesión; otros desafíos para lograr la adhesión es la presencia de la capa de residuos de la superficie dentinaria preparada y el potencial tóxico de químicos en la pulpa.^[9]

Un evento importante en la búsqueda de la adhesión dentinaria se presentó en 1978, donde Anusavice^[9] refiere que Fusayama et. al. iniciaron el uso de ácido fosfórico al 37%, sugiriendo que el procedimiento no aumentaba la frecuencia de daño pulpar, sino que mejora la retención de las restauraciones. Así mismo, Anusavice^[9] refiere que los estudios de Nakabayashi revelaron que el grabado ácido deja una capa de dentina anclada con fibras de colágena sobre la superficie desmineralizada de la dentina y que las resinas hidrofílicas infiltradas forman una capa híbrida que consiste en dentina con resina infiltrada. La mayor parte de los sistemas de enlace a dentina son abastecidos con un acondicionador, a menudo

un ácido, que remueve la capa sucia y expone la red de colágena. La dentina es acondicionada durante 15 segundos y posteriormente se lava. El exceso de agua se remueve de la superficie de la dentina sin desecar la masa de colágena. [9]

A mayor área de túbulos dentinarios, aumenta la hidratación y también el mojado (Figura 7), promoviendo un menor ángulo de contacto en la dentina profunda que en la superficial. [7]

En consecuencia, el grabado ácido afecta de diferente manera a la dentina superficial y a la dentina profunda. La dentina profunda se graba de manera más rápida y más profunda que la superficial, obteniéndose un sustrato más hidratado. [7]

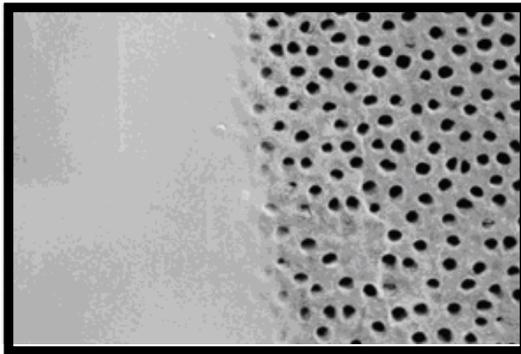


Fig 7 a. Apariencia de la superficie dentinaria grabada.

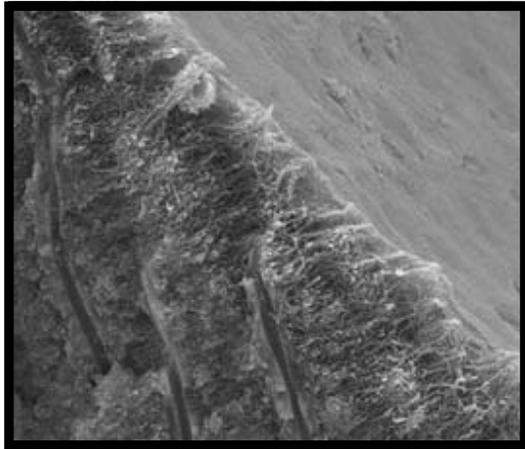


Fig. 7 b. Imagen que muestra a la dentina con los túbulos dentinarios ensanchados y con las fibras de colágena expuestas

2.6 Generaciones de adhesivos

En un principio la adhesión a dentina se vio complicada por la presencia de la capa de barrillo dentinario (remanente orgánico que permanece en la superficie dentinaria después de la preparación de una cavidad). La capa de barrillo dentinario bloquea los túbulos dentinarios, actuando como una barrera para la difusión. Originalmente se pensó que esta capa podía proporcionar ventajas para la protección pulpar, al disminuir la permeabilidad de la dentina. Conforme fue mejorando la adhesión a dentina, se hizo necesaria la remoción de la capa de barrillo dentinario.^[10]

Existen varios eventos que caracterizaron la evolución de los sistemas adhesivos a través de los años:

- Grabado ácido del esmalte
- Grabado ácido y acondicionamiento de la dentina
- Tratamiento de la capa de barrillo dentinario
- Propiedades de manejo^[10]

a) Primera generación

Los primeros intentos de adhesión a dentina fueron realizados por Michael G. Buonocore imitando el mecanismo de adhesión a esmalte, sólo que usando ácidos más débiles, menores concentraciones y menor tiempo en contacto con el tejido. La resistencia de esta unión fue entre 2 y 3 MPa, pero descendió considerablemente al entrar en contacto con el agua.^[4]

b) Segunda generación

Conforme fueron mejorando los agentes adhesivos para resinas compuestas, la adhesión a dentina aumentó. A finales de la década de 1970s, se introdujeron al

mercado los sistemas adhesivos de segunda generación. La mayoría de estos incorporaron ésteres halofósforos de las resinas sin relleno, tales como el bisfenol-glicidil-A-metacrilato (bis-GMA) o hidroxiethyl metacrilato (HEMA).^[10]

El mecanismo mediante el cual estos sistemas se unían a dentina era por un enlace iónico al calcio por grupos clorofosfato. Estas uniones eran débiles, pero mayores que en la primera generación. Una de las mayores preocupaciones de estos sistemas era que el enlace entre el fosfato y el calcio de la dentina no era lo suficientemente fuerte para resistir la hidrólisis producida por la exposición a saliva, la humedad propia de la dentina y todo esto podía derivar en la separación de la resina compuesta de la dentina causando microfiltración. Debido a que la dentina no era grabada en estos sistemas, la adhesión se debía al enlace con la capa de barrillo dentinario. Sin embargo, estos sistemas producían una unión débil y poco confiable.^[10]

c) Tercera generación

En los sistemas de tercera generación apareció el grabado ácido de la dentina, capaz de remover o modificar la capa de barrillo dentinario. Asimismo, se creó un primer que contenía monómeros de resina hidrofílicos como el hidroximetil trimelitato anhídrido 4-META y bifenil dimetacrilato BPDM. Los primers contenían un grupo hidrofílico capaz de infiltrarse en la capa de barrillo dentinario, modificándola y promoviendo la adhesión a dentina. Posterior a la aplicación del primer, se colocaba un adhesivo de resina sin relleno sobre dentina y esmalte. La introducción de primers dentinarios mejoró de manera importante la eficacia de los sistemas adhesivos. Los primers dentinarios contienen monómeros hidrofílicos para mejorar el mojado e infiltración de los monómeros hidrofóbicos de resina en la matriz desmineralizada de la dentina grabada.^[10, 11]

d) Cuarta generación

En esta generación el método involucra tres pasos: grabado, lavado y por separado la aplicación del primer y del adhesivo. Es hasta la cuarta generación que se menciona que como parte del efecto de los ácidos débiles se debe obtener también la exposición de dentina intertubular y peritubular. Se utilizan primers con monómeros hidrofílicos para que penetren en la dentina descalcificada, obteniendo una superficie embebida de 1 a 5 micras para mantener la red de colágena abierta.^[4]

Los adhesivos de esta generación mostraron valores de 12 a 22 MPa, ofreciendo una posibilidad mayor de éxito clínico con menor sensibilidad y resultados más homogéneos. El desarrollo de una capa híbrida obtenida del manejo adecuado de estos sistemas en la dentina es la clave para obtener un sellado de la interfase entre el material restaurador y la dentina.^[4]

Con esta generación también se hicieron varios intentos por lograr una adhesión química con el sustrato dentinario, basándose en una inclusión con la capa híbrida utilizando un copolímero de poli(ácido alquenoico), que es una modificación del poli(ácido acrílico) con grupos metacrilatos polimerizables, buscando que los grupos carboxilos del poli(ácido acrílico) formaran uniones iónicas con el calcio remanente de la dentina.^[4]

e) Quinta generación

En la quinta generación, el método de grabado y lavado involucra sólo estos dos pasos para remover la capa de barrillo dentinario, seguido de la aplicación de primer y adhesivo contenidos en una misma botella.

Por medio de una técnica simplificada se buscó la unión química a la capa híbrida de la dentina. La mayoría de estos sistemas utilizan la técnica de grabado ácido de esmalte y dentina (grabado total) y el sistema de una botella que contienen el primer y la resina compuesta juntos y que se aplicaba después del grabado en un

sólo paso. Algunos sistemas incorporaron pequeñas cantidades de partículas de relleno, para dar más consistencia a la resina adhesiva.^[4]

El éxito de estos sistemas consiste en la capacidad de penetración y encapsulamiento, basado en la impregnación simultánea de los dos materiales.^[4]

f) Sexta generación o sistemas de autograbado

Estos sistemas involucran el uso de primers ácidos o primers de pregrabado, lo que intenta combinar en un solo paso el acondicionamiento y la preparación del sustrato dentinario con la intención de disminuir el número de pasos y evitar acciones que involucren sensibilidad dentinaria. La matriz orgánica consiste en metacrilatos de ácido fosfórico multifuncional, que contribuyen a la adhesión con la estructura dental. Pueden presentarse en productos de dos botellas, una de ellas contiene el primer de autograbado con monómeros ácidos con grupos carboxilos o grupos fosfatos, que reducen el pH entre 1.0 a 4.7 y la otra botella contiene el adhesivo. Los productos de autograbado de un solo paso sólo se presentan en una botella que contiene el ácido grabador, el primer y el adhesivo. El contenido de relleno inorgánico es de alrededor del 72% de su peso. Además, los metacrilatos de ácido fosfórico en la mezcla monomérica pueden reaccionar con el relleno de base y con la hidroxiapatita del diente.^[12]

Los sistemas adhesivos actuales interactúan con el esmalte y la dentina por medio de diferentes estrategias como la remoción de la capa de barrillo dentinario (técnica de grabado y enjuague) o manteniéndola como sustrato para la adhesión (adhesivos autograbantes). La diferencia entre los dos enfoques se representa con el uso de grabado previo con los sistemas de grabado y enjuague (usualmente con ácido fosfórico del 35 al 37% en gel) que posteriormente será enjuagado. A la inversa, el agente primer de la técnica autograbante se seca con aire y de esta manera permanece dentro de la capa de barrillo dentinario modificada.^[13]

Sin la necesidad de algún acondicionamiento o tratamiento previo a la superficie dentinaria, los nuevos sistemas autoadhesivos mostraron una adaptación marginal a dentina similar a la de los sistemas de curado dual, cuyo mecanismo de acción es la remoción de la capa de barrillo dentinario.

Es importante tomar en cuenta que aplicar una capa muy gruesa de adhesivo crea una mayor contracción de polimerización, lo que deja una mayor superficie para ser colonizada por microorganismos.^[4,12]

Se sabe que los sistemas autoadhesivos no son confiables en esmalte. Hasta ahora, un buen patrón de grabado en esmalte solamente se alcanza cuando se utiliza ácido fosfórico a una concentración de 30 a 40%. Es por esto que los sistemas adhesivos tienen mejor adaptación a esmalte, mientras que los sistemas autoadhesivos pueden ofrecer una adaptación marginal a la dentina comparable con la de los agentes adhesivos ya conocidos.^[12]

Estos sistemas, en algunas marcas, ofrecen entre sus ventajas 35 MPa de resistencia a la microtensión en dentina, impermeabilidad a largo plazo, tolerancia a la humedad, reducción de sensibilidad postoperatoria, algunos son reforzados con nanopartículas, se logra la adhesión colocando sólo una capa, no es necesario su almacenamiento en refrigeración, no se necesita agitar y, por último, algunos liberan fluoruros, además de que sólo se necesita un tiempo de aplicación de 35 segundos.¹

Sin embargo, los hallazgos más recientes han demostrado que los sistemas simplificados no satisfacen las propiedades de adhesión esperadas. Además, han sido asociados a gran variedad de desventajas; algunos estudios han demostrado que estos adhesivos al polimerizar son estructuras porosas que pueden actuar como membranas semipermeables, permitiendo la percolación de agua a través de la capa de adhesivo. Con indicador de plata se encontraron espacios

¹ Información contenida en el manual de adhesivos de autograbado Futurabond de la casa Voco.

nanométricos en la capa de adhesivo, mismos que pueden actuar como ductos de agua. ^[14]

Van Meerbeek et al. propusieron una clasificación de adhesivos contemporánea basada en el número de pasos para el procedimiento de aplicación: en general, los adhesivos de tres pasos presentaron mejores resultados que los adhesivos de dos pasos y a su vez, los adhesivos de dos pasos, mejores resultados que los de un solo paso. ^[14]

g) Séptima generación

Los sistemas adhesivos de grabado y enjuague pueden consistir en tres o dos pasos dependiendo de si el primer y el agente adhesivo se presentan por separado o combinados en una sola botella. De la misma forma, los adhesivos autograbantes pueden ser de uno o dos pasos dependiendo si el agente grabador/primer se presenta aparte del adhesivo o combinado para permitir un procedimiento de una sola aplicación. ^[13]

Los sistemas adhesivos autograbantes convencionales de dos pasos simplifican el procedimiento de aplicación. Debido a que los monómeros ácidos deben permanecer separados del agua necesaria para la ionización y la subsecuente desmineralización, se introdujeron previamente los productos de un paso de dos componentes. También se ha demostrado que los adhesivos de un solo paso son polímeros altamente hidrofílicos que son permeables al movimiento de agua después de la polimerización. ^[15]

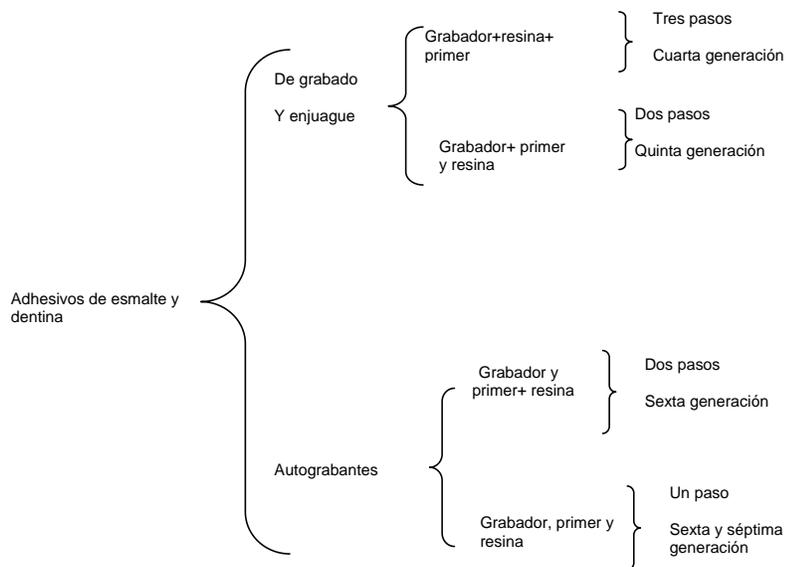
h) Adhesivos liberadores de fluoruro

La caries se desarrolla mediante un proceso dinámico entre desmineralización y remineralización de los tejidos calcificados del diente hasta formar una cavidad. El fluoruro juega un papel significativo en la inhibición de este proceso mediante la remineralización. Con base en esta propiedad, se han desarrollado muchos

materiales de restauración que liberan iones flúor, para contribuir a la prevención de caries secundaria. ^[1]

De esta manera, los iones flúor liberados por estos materiales inducen una actividad anticariogénica al aumentar la resistencia de la dentina ante los ácidos presentes en la cavidad oral. Estos adhesivos también evitan formación de caries secundaria al estar adheridos a los tejidos dentarios. Los iones de fluoruro de estos materiales se liberan directamente hacia las paredes de la cavidad, penetrando fácilmente en la dentina, aumentando la mineralización y reduciendo la desmineralización de la dentina. ^[1]

Por otro lado, la caries secundaria reduce significativamente la adhesión en micro tensión (μ TBS) de las restauraciones que requieren adhesivos. Ante pruebas de inducción de caries, los adhesivos con y sin fluoruro presentaron valores similares de μ TBS. Los adhesivos que contienen fluoruro, en pruebas *in vitro* no redujeron la profundidad de caries secundarias, tal vez todo esto se deba a que la concentración de fluoruro en estos adhesivos es alrededor de 0.03ppm. ^[1]



Además de la clasificación basada en el número de pasos clínicos para el procedimiento de aplicación, los sistemas adhesivos autograbantes se dividen en suaves, moderados y fuertes, dependiendo de su agresividad. Esta clasificación se basa en los hallazgos morfológicos en la interfase entre el diente y el adhesivo.^[15]

El papel de la acetona en la solución adhesiva se utiliza para disminuir la viscosidad de la solución, de esta manera se puede mejorar la penetración del agente adhesivo en la matriz de colágena y disminuir la tensión superficial del agua debido al efecto de “atrapamiento de agua”. Sin embargo, como estos sistemas indican ser más ácidos e hidrofílicos que los sistemas adhesivos autograbantes de dos pasos, el agua es esencial en los sistemas adhesivos autograbantes de un solo paso para lograr la ionización de los monómeros ácidos lo suficiente para disolver la capa de barrillo dentinario y desmineralizar la dentina.^[16]

Debido a que los sistemas adhesivos de autograbado contienen monómeros ácidos y agua que pueden interferir con la polimerización, el tiempo de secado con aire puede ser un factor determinante en la fuerza de adhesión del sistema adhesivo. En general, un secado con aire durante 5 segundos parece ser apropiado. La eliminación de este proceso o la prolongación del mismo, pueden perjudicar a algunos adhesivos. ^[17]

Aunque el comportamiento clínico de los sistemas adhesivos ha ido mejorando, el odontólogo necesita tener cuidado con el manejo adecuado de la técnica durante los procedimientos técnicos, como el tiempo de secado y los tiempos de aplicación indicados para cada sistema adhesivo. ^[17]

Para obtener una adhesión a dentina confiable, la cuarta y la quinta generación de sistemas adhesivos de grabado total dependen principalmente de la remoción de la capa de barrillo dentinario y de la exposición de la matriz de colágena por el ácido grabador, promoviendo la formación de penetraciones de resina o tags. Para facilitar la infiltración del adhesivo en la red de colágena desmineralizada, se incluye por separado un primer hidrofílico con monómeros bifuncionales y también puede estar contenido directamente en la resina del adhesivo. ^[18]

La remoción de la capa de barrillo dentinario por el acondicionamiento dentinario promueve de mayor manera el trayecto del fluido dentinario hacia el piso de la preparación cavitaria, particularmente hacia los sitios cercanos a la pulpa. ^[18]

Los adhesivos de autograbado no requieren de la colocación de un acondicionamiento dentinario por separado. Éstos retienen la capa de barrillo dentinario parcialmente desmineralizada y los túbulos dentinarios permanecen cerrados con obstrucciones de esta misma capa. ^[18]

Varios estudios han revelado un aumento sustancial del 28 al 80% en las pruebas de resistencia al desalojo cuando se graba el esmalte con ácido fosfórico previo a

la aplicación de algunos sistemas adhesivos de autograbado de dos pasos y en el caso de los sistemas adhesivos autograbantes de un paso el aumento fue de 178%.^[19]

Para los sistemas de dos pasos, los valores de pH de los primers ácidos estuvieron entre 1.4 y 2.2 y fueron colocados en una sola intención durante 20 segundos sin frotar. Los de un solo paso, se colocaron frotando y el intervalo de pH estuvo entre 2.6 y 2.9. De estos sistemas, el de un paso con el pH más bajo, presentó menores valores de resistencia al desalojo, mientras que el que tenía pH mayor tuvo los mayores valores de resistencia al desalojo.^[19]

Los estudios recientes revelan que, en general, los sistemas adhesivos autograbantes obtienen valores de resistencia al desalojo menores aún en esmalte previamente grabado que los sistemas adhesivos que requieren grabado y enjuague por separado. Esto puede tener relación con las observaciones que indican que los sistemas adhesivos autograbantes producen principalmente penetración intercrystalina de resina con mínimas o nulas retenciones, lo cual da como resultado una unión de superficies planas.^[19]

Alireza Sadr et al, en su artículo *Effects of solvent dryin time on micro-shear bond strength and mechanical properties of two self-etching adhesive Systems*, sugieren que un pH alcalino en un adhesivo no se puede considerar como una desventaja y consecuentemente no se puede señalar como una razón para explicar la obtención de valores bajos de resistencia al desalojo.^[11]

En este estudio se indica que la asociación de monómeros hidrofílicos en los adhesivos a base de agua puede impedir su remoción completa por desecación. Los resultados de este estudio indicaron que el agua involucrada pudo haber existido con anterioridad y no pudo ser eliminada por medio de exposición a aire durante un periodo de tiempo mayor al indicado en las instrucciones del fabricante (Figura 8).^[11]



Fig 8 a. Indicaciones del fabricante sobre tiempo de secado con chorro de aire antes de la aplicación del adhesivo.



Fig 8 b. Indicaciones del fabricante sobre el tiempo de aplicación y frotamiento del adhesivo sobre la superficie cavitaria.

2.7 Resinas compuestas

La necesidad de crear materiales de restauración que tengan apariencia similar a la de los tejidos dentarios y que puedan ser colocados directamente en una preparación cavitaria ha dado como resultado el desarrollo de resinas compuestas. Las resinas compuestas han sido el material de elección para esta función, debido a la similitud de su módulo elástico con el de la estructura dental y por su fácil aplicación sobre esmalte y dentina por medio de sistemas adhesivos.

Estas características de las resinas compuestas, han creado nuevas alternativas que han aumentado la utilización de restauraciones estéticas. ^[20]

Las resinas compuestas se utilizan como materiales de restauración porque son insolubles, estéticas, insensibles a la deshidratación, económicas y relativamente fáciles de manejar. ^[9]

El uso de resinas acrílicas antes de los años 70 presentaba muchas desventajas como: falta de resistencia a la abrasión, decoloración, contracción (que resultaba en microfiltración) y aumento de temperatura exotérmica al polimerizar en boca lo que provocó su desuso como material de restauración directo.^[21]

Con el fin de contrarrestar la resistencia a la abrasión y la contracción de estos materiales se incorporaron perlas de vidrio dentro del polvo de polimetil metacrilato para que fortaleciera este relleno, pero el metilmetacrilato permaneció como el componente en mayor proporción de la fase monomérica con todas sus desventajas. Finalmente, se crearon sistemas alternativos que empleaban monómeros polifuncionales y rellenos inorgánicos, que son los precursores de los materiales de relleno de nuestra era.^[21]

El mayor avance ocurrió cuando Bowen desarrolló un nuevo tipo de material compuesto. Sus principales innovaciones fueron el bisfenol A-glicidil metacrilato (Bis-GMA), una resina de dimetacrilato y el uso de un silano que cubre las partículas de relleno para lograr el enlace químico con la resina.^[9]

Las resinas compuestas en odontología emplean metacrilatos difuncionales como fase monomérica. Los monómeros que se utilizan con mayor frecuencia son las resinas de Bowen o de Bis-GMA y dimetacrilatos de uretano. Sin embargo, debido a la alta viscosidad de estos monómeros, se añaden diluyentes para hacerlos más fluidos para su colocación a temperatura bucal, en la preparación cavitaria. Algunos ejemplos de estos diluyentes son: dimetacrilato trietilenglicol (TEGDMA) y 1-3 dimetacrilato butanodiol.^[21]

2.7.1 Constituyentes de las resinas compuestas

a) Matriz de resina

La mayor parte de los materiales compuestos usan monómeros que son diacrilatos aromáticos o alifáticos. Bisfenol A-glicidil metacrilato (Bis-GMA) (Figura 9), dimetacrilato de uretano (UDMA) (Figura 10), son los dimetacrilatos más comúnmente usados en los compuestos dentales.^[9]

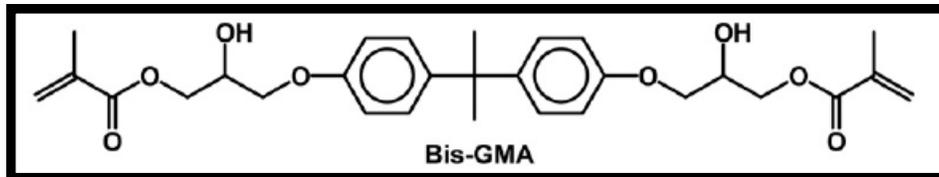


Fig. 9 Molécula de Bis-GMA

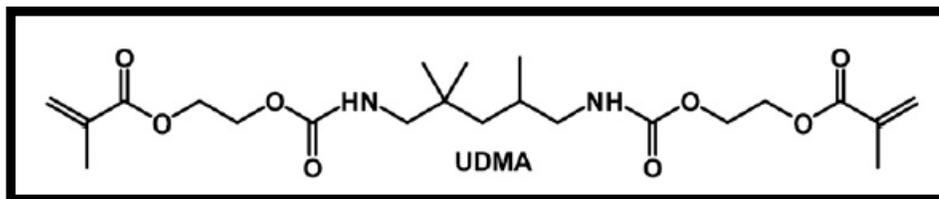


Fig. 10 Molécula de UDMA

Los monómeros de alto peso molecular, particularmente Bis-GMA, son extremadamente viscosos a temperatura ambiente. Es esencial el uso de monómeros diluyentes para alcanzar un elevado nivel de relleno y producir una pasta de consistencia clínicamente manejable.^[9]

Los diluyentes pueden ser los monómeros de dimetacrilato, como el TEGDMA. Una combinación de 75% en peso de Bis-GMA y 25% en peso de TEGDMA tiene una viscosidad de 4 300 cP (centiPoises). Sin embargo, la adición de TEGDMA (figura 11) y otros dimetacrilatos de bajo peso molecular aumenta la contracción de polimerización. Los monómeros de dimetacrilato permiten que ocurra un enlace cruzado entre cadenas, dando como resultado una matriz más resistente a la degradación por los disolventes.^[9]

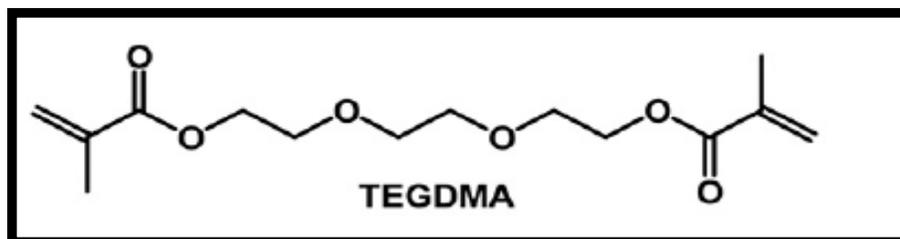


Fig. 11 Molécula de TEGDMA

Las resinas fluidas presentan un mayor índice de contracción. El porcentaje de monómero presente influye en el índice de contracción, es decir, a mayor cantidad de monómero en la resina, es mayor el índice de contracción.^[22]

a.1) Otros compuestos de matriz de resina compuesta

-Siloranos.- Recientemente, se han desarrollado resinas que contienen siloranos. El término silorano se introdujo para representar a los sistemas híbridos de monómeros que contienen siloxano y oxirano en su estructura. Estas resinas y sus componentes monoméricos ofrecen muy buena biocompatibilidad. Los grados de citotoxicidad son tan buenos o mejores que los del Bis-GMA.^[23]

En cuanto a las propiedades de los siloranos, el ciclosiloxano lo hace hidrofóbico, mientras que los oxiranos cicloalifáticos tienen alta reactividad y se contraen menos que los metacrilatos durante la polimerización.^[23]

- **Ormocera.**- Una ormocera (organically modified ceramic), reemplaza la matriz de Bis-GMA/TEGDMA por otra donde copolimerizan monómeros inorgánicos. La fracción cerámica de relleno es similar a la de cualquier otra resina compuesta. ^[24]

En la síntesis de la molécula se obtiene primero una columna sintetizando un polímero inorgánico (polisiloxano, alkoxisilano) mediante un proceso sol-gel que polimeriza moléculas o monómeros de tetraóxido de silicio (SiO_4) y monómeros inorgánicos cerámicos. A esta columna se le agregan grupos orgánicos (dimetacrilatos con capacidad de polimerizar por adición de radicales libres). Se obtiene así la molécula de ORMOCERA. La matriz del material se completa al agregar Bis-GMA disperso que mejora la fluidez del sistema. ^[24]

La matriz resultante es, entonces, cerámica y orgánica y no solamente orgánica como en las resinas compuestas convencionales. Estas moléculas son de 1000 a 2000 veces más grandes o de mayor peso molecular que las de Bis-GMA, lo que disminuye el porcentaje de contracción final de la matriz (el tamaño o peso molecular de los monómeros condiciona su contracción por polimerización; a mayor peso molecular, menor contracción). ^[24]

Otra ventaja de este sistema es la formación de 100% de dobles enlaces por ser moléculas con mayor número de sitios activos capaces de generar uniones covalentes. Esto se traduce en mejores aspectos mecánicos y biológicos, ya que no quedarán monómeros libres. ^[24]

Las resinas compuestas basadas en ORMOCERA son comercialmente conocidas como ADMIRA y son fabricadas por VOCO GmbH de Alemania. ^[24]

b) Partículas de relleno.

La unión de partículas de relleno a la matriz de resina mejora significativamente sus propiedades. Aunque la contracción varía de un producto a otro, ésta se calcula que es de 3% del volumen en 24 horas. La sorción de agua y el coeficiente

de expansión térmica son menores en comparación con las resinas sin relleno. Las propiedades mecánicas como resistencia a la compresión, la resistencia a la abrasión, resistencia a la tensión y módulo de elasticidad mejoran con el aumento de la fracción de volumen de relleno.^[9]

Las partículas de relleno comúnmente son producidas por pulido o trituración de cuarzo o vidrio en tamaños que oscilan entre 0.1 y 100 μm .^[9]

En el microrrelleno se utilizan partículas de sílice de tamaño coloidal que miden alrededor de 0.04 μm y se obtienen mediante el proceso de precipitación o pirolítico. Durante el proceso pirolítico, los átomos de silicón se presentan como compuestos de bajo peso molecular, como el cloruro de silicón (SiCl_4), que son típicamente polimerizados por calentamiento del SiCl_4 en una atmósfera de O_2 y H_2 . Durante este proceso, las moléculas de SiO_2 son llamadas *partículas de sílice pirógenas* (Figura 12).^[9]

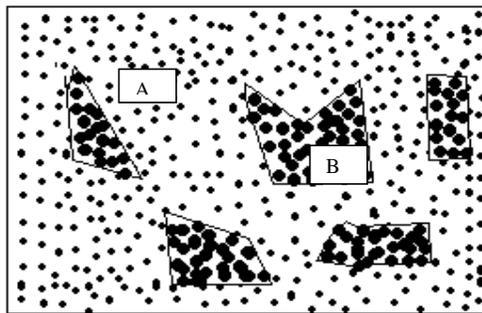


Fig. 12 Compuesto de microrrelleno. (A) representa la matriz de bis-GMA y sílice pirógeno. (B) son las partículas de relleno de compuesto (matriz prepolimerizada que contiene sílice pirógeno)

Actualmente el relleno de la mayor parte de las resinas mide en promedio de 0.2 a 3 μm de diámetro (partículas finas) o de 0.04 μm (partículas microfinas). La fracción del diámetro de partículas de 0.04 μm varía en un porcentaje de 35% en peso; el porcentaje de volumen de las partículas de relleno es menor que el porcentaje de peso debido a la mayor densidad del relleno comparado con la

matriz del polímero. Recientemente, se han introducido nuevas resinas compuestas que tienen nanorelleno, éste mide desde 1 a 10 nanómetros (nm).^[8]

Los rellenos microhíbridos contienen mezclas de partículas finas y microfinas con un 84% de relleno por peso. Las partículas de relleno microfino ocupan espacios entre las partículas finas, lo que produce una concentración de relleno total del 70% por volumen, otorgando al material mayores ventajas.^[8]

Las resinas con microrelleno contienen partículas microfinas con grandes áreas de superficie. Sólo de un 35 a 50% de volumen de estas partículas puede ser usado con la matriz de resina y aún producir una pasta con viscosidad aceptable. Algunas resinas con microrelleno usan como relleno partículas poliméricas reforzadas con partículas microfinas que son después mezcladas con la matriz de resina; estas partículas de relleno reforzadas pueden medir de 10 a 20 μm . Estos productos permiten la incorporación de microrellenos y se puede producir una pasta con una viscosidad aceptable.^[8]

Para asegurar estética aceptable de una restauración de resina compuesta, la translucidez del relleno puede ser similar a la de la estructura del diente. Para que la translucidez sea aceptable, el índice de refracción del relleno debe ser cercano al de la resina.^[9]

El cuarzo, por su parte, es químicamente inerte y a su vez es demasiado duro, lo que dificulta la trituración dentro de las partículas finas. En resumen, las resinas compuestas que contienen cuarzo son más difíciles de pulir y pueden causar mayor abrasión en los dientes o restauraciones antagonistas.^[9]

Las mejoras en el relleno (cantidad, tipo y tamaño promedio) y el peso molecular de los monómeros que componen la fase orgánica (Tabla 1) han hecho que las resinas compuestas sean más fáciles de manejar y de aplicar. Sin embargo, estos materiales aún presentan problemas relacionados a la integridad marginal y

filtración, principalmente debido a su contracción por polimerización. De esta manera, la integridad marginal está directamente relacionada a la resistencia al desalojo entre la superficie dentinaria y el sistema adhesivo. ^[20]

Tabla 1. Clasificación de tipos de relleno (Willems) 1993 ^[29]

Tipo de resina compuesta	Relleno
Densificados - De relleno medio Ultrafinos Finos - De relleno compacto > 60% en volumen Ultrafinos Finos	< 60% en volumen Partículas < 3 μm Partículas > 3 μm >60% en volumen Partículas < 3 μm Partículas > 3 μm
Microfinos -Homogéneos -Heterogéneos	Tamaño medio de las partículas = 0,04 μm
Mixtos	Mezcla de composites densificados y microfinos
Tradicionales	Equivalentes al macrorrelleno
Reforzados con fibras	Uso industrial

b.1 Partículas de relleno nanohíbridas

Teóricamente la nanotecnología no es necesariamente obligatoria para alcanzar una carga de relleno alta, las resinas compuestas clásicas con macrorrelleno tienen una muy pobre capacidad de pulido y resistencia a la tensión moderada. La homogeneidad interna de la matriz de la resina y del relleno causan estas características. Es por esto que se prefieren partículas de relleno más pequeñas, pero también tienen un límite en las resinas compuestas con microrrelleno; agregar las partículas de relleno a la matriz le da una consistencia mucho más homogénea y buena capacidad de pulido ^[25].

Sin embargo, al comparar las mismas cargas de microrrellenos con macrorrelleno, los primeros han resultado tener una mayor superficie de contacto con la resina.

Es por esto que la viscosidad aumenta rápidamente. Con el fin de lograr que una resina compuesta pueda ser manejable se debe agregar más matriz de resina en lugar de relleno.^[25]

La creación de rellenos híbridos con partículas aún más pequeñas definitivamente podría resolver el problema de la contracción, además del problema latente de la alta viscosidad.^[25]

Comúnmente, una nanopartícula se identifica por tener un diámetro de 10-100 nm; justamente por debajo de la longitud de onda de la luz visible. Las nanopartículas tienen gran superficie en comparación con su volumen, así como mayor energía superficial. Sin algún tratamiento, éstas se aglutinan inmediatamente a las micropartículas de 0.5 μm (500 nm) de diámetro y pierden las propiedades únicas de las nanopartículas originales.^[25]

Características químicas.- Es necesario inactivar químicamente la superficie de las nanopartículas recién generadas para evitar su aislamiento. Sus propiedades especiales pueden solamente ser usadas de esta forma. El macrorelleno otorga un contenido de relleno de 87%, que nunca antes había sido obtenido. De acuerdo con Voco, uno de los fabricantes de resina compuesta nanohíbrida (Grandio), el material presenta una contracción del 1.57%. Además de que las nanopartículas crean un efecto de red dentro de la matriz de resina que aumenta la resistencia a la tensión, estabilidad de bordes y la resistencia al desgaste.^[25]

Un fenómeno posterior que contribuye a la estética en materiales restaurativos es la translucidez de las nanopartículas dispersas. Debido a que las partículas son más pequeñas que la longitud de onda de la luz visible, la absorción no ocurre y la luz brilla a través de ellas, como lo hace a través de un vidrio. Ya que la nanotecnología otorga una baja contracción y una alta estabilidad con su alto contenido de relleno y mejor acomodamiento en la formación de una red, la opacidad y la fluidez de una resina compuesta son características que pueden ser

ajustadas con la variación de los microrellenos hasta que cumplan todas las exigencias adicionales sin comprometer las características básicas de un material de relleno óptimo. De esta manera, las propiedades de manejo pueden ser mejoradas considerablemente. ^[25]

En contraste con el significativo efecto de aumento en la viscosidad de una pequeña cantidad de relleno ordinario (sílice pirogénico o vidrio cerámico triturado) y el uso de rellenos a escala nano hasta una proporción de 40 w/w% de relleno, no tienen ninguna influencia en la viscosidad de la resina compuesta. Agregar microrellenos de vidrio-cerámica a una base con un relleno previo, logra la creación de un extraordinario material de nanorelleno para resina compuesta, este material fue consecuentemente llamado GRANDIO. La superficie de nanopartículas modificadas que están uniformemente incluidas en la matriz de resina funciona como agente de entrecruzamiento efectivo que otorga estabilidad adicional a la matriz de la resina compuesta. ^[25]

c) Agentes de acoplamiento

Es de gran importancia que se logre un enlace entre las partículas de relleno con la matriz de resina, esto es posible con un agente de acoplamiento. Éste puede prevenir la penetración del agua a través de la interfase relleno-resina. ^[9]

Entre los agentes de acoplamiento se encuentran los titanatos y circonatos, pero los más frecuentemente utilizados en Odontología son los silanos orgánicos como γ - metacriloxipropiltrimetoxisilano. En estado hidrolizado, el silano contiene los grupos silanol que pueden enlazar con silanoles sobre superficies de relleno por la formación de un enlace de siloxano. Los grupos metacrilato del componente organosilano forman enlaces covalentes con la resina cuando ésta se polimeriza, por lo que se completa el proceso de acoplamiento. ^[9]

2.7.2 Tipos de polimerización

Una de las formas para alcanzar la polimerización es por medio de luz visible de color azul, en este proceso la resina se polimeriza por exposición a este tipo de energía. La luz es absorbida por la dicetona, la cual con la presencia de una amina orgánica inicia la reacción de polimerización.^[8]

Otros aditivos: Inhibidores como el éter metil de hidroquinona que se presentan en pequeñas cantidades para prevenir la polimerización mientras el producto está almacenado, estabilizadores de UV, abrillantadores ópticos, pigmentos.^[21]

Los tiempos de exposición necesarios para que la reacción de polimerización se lleve a cabo son de 20 a 40 segundos. Debido a que la luz azul es necesaria para la polimerización, la dicetona y la amina pueden estar presentes en la misma pasta de resina y no iniciar la reacción hasta ser expuestos a la luz azul.^[8]

Los sistemas de autopolimerizado cumplen su polimerización con un iniciador de peróxido orgánico y un acelerador de amina orgánica. El iniciador y acelerador deben mantenerse separados y no mezclarse hasta que se hayan colocado en la restauración.^[8]

2.7.3 Contracción por polimerización

Las resinas microhíbridas se contraen menos durante su colocación que las que tienen microrelleno, debido a que tienen menos matriz orgánica en su composición. Aún con el grabado ácido del esmalte y dentina y el uso de agentes de unión, el esfuerzo de contracción por polimerización puede exceder el del agente de unión de una resina al de la estructura del diente; dando como resultado filtración marginal.^[8]

Durante la polimerización, la conversión de las moléculas del monómero de la matriz en una red polimérica se acompaña por un agrupamiento más cercano entre las moléculas, lo que lleva a una contracción volumétrica.^[8]

La contracción por polimerización de las resinas compuestas se debe al hecho de que las moléculas monoméricas se convierten en una red polimérica, intercambiando espacios de Van der Waals por espacios covalentes.^[26]

La integridad marginal de las restauraciones de resina compuesta depende de muchos factores, entre ellos: la absorción hídrica, resultado del proceso de polimerización y la diferencia que hay entre el coeficiente de expansión térmica del diente y del material de restauración, pero especialmente por la contracción de polimerización de los productos cuya matriz es a base de dimetacrilato.^[27]

Durante su polimerización, las resinas compuestas se contraen debido a su paso de estado líquido a sólido (de gel a sol). La contracción es el resultado de la reducción en la distancia intermolecular entre las unidades monoméricas, necesaria para mantener el equilibrio termodinámico durante la transformación de líquido a sólido. En el estado líquido, los monómeros están sometidos a fuerzas de enlace débiles (fuerzas de van der Waals y puentes de hidrógeno) a distancias de 0.3 a 0.4 nm. En los polímeros reticulados las uniones son covalentes a 0.154 nm. La contracción depende del volumen de concentración de grupos reactivos, así como del tipo, la flexibilidad y la capacidad de la red polimérica para lograr una configuración espacial que minimice la energía libre del sistema. La polimerización conduce a gelación, que se caracteriza por un aumento en la viscosidad. El esfuerzo de contracción debería ser considerado como el principal mecanismo responsable de problemas en la interfase.^[27]

Si las fuerzas de contracción exceden la fuerza de unión en la interfase, el espacio interfacial resultante puede ocasionar manchas, filtración marginal, sensibilidad postoperatoria y caries recurrente. Si se mantiene la interfase, las fuerzas de contracción pueden comunicarse a estructuras dentales adyacentes, causando fracturas en el esmalte.^[27]

La colocación de resinas compuestas en una preparación cavitaria consiste en una competencia entre las fuerzas de contracción y la fuerza de adhesión a los tejidos dentales. Esta competencia puede producir diversos tipos de problemas. Las fracturas debidas a esfuerzo interno pueden ocurrir tanto en la estructura dental, como en la resina. Las microfracturas internas resultantes o la separación entre la fase de relleno y la resina pueden acelerar reacciones dañinas, como el desgaste. Una tercera posibilidad son las fracturas del adhesivo por esfuerzo ejercido sobre la interfase del diente y la restauración, lo cual puede dar como resultado la formación de un espacio marginal, decoloración marginal, sensibilidad postoperatoria y caries recurrente. ^[28]

Se han propuesto dos técnicas para evitar o minimizar el efecto de la contracción por polimerización. Un método consiste en colocar la resina en capas, reduciendo el riesgo de encogimiento. El segundo método es preparar una restauración indirecta (prepolimerizar) en laboratorio y después cementarla en el diente con una pequeña capa de cemento de resina de baja viscosidad. ^[6]

2.7.4 Conductividad térmica

La conductividad térmica de una resina compuesta es mucho menor que la de una restauración metálica, es por esto que las resinas compuestas proveen un aislamiento térmico adecuado para la pulpa. ^[6]

2.7.5 Expansión térmica

Debido a que la expansión térmica de las resinas es mayor que la de la estructura dental, las restauraciones con resina compuesta tienen un mayor cambio dimensional por el cambio en la temperatura oral en comparación con la estructura dental. A mayor matriz de resina, mayor es el coeficiente lineal de expansión térmica, debido a que el polímero tiene un mayor valor de expansión térmica que las resinas microhíbridas. ^[6]

2.7.6 Sorción acuosa

Las resinas de microrelleno tienen mayor potencial de decoloración por manchas solubles al agua. La sorción acuosa se acompaña de la degradación de la resina, pero éste no ha sido un modo efectivo de contrarrestar la contracción por polimerización. Sin embargo, el efecto de la sorción acuosa en la degradación de las propiedades de las resinas compuestas es irreversible.^[8]

2.7.7 Radiopacidad

La mayoría de las resinas compuestas son radiopacas cuando se comparan con la dentina, pero son radiolúcidas si se comparan con el esmalte. Es por esto que al realizar una evaluación radiográfica de un paciente se deben tomar en cuenta estas características^[8].

La radiopacidad de los materiales de relleno se proporciona por el número de cristales y de cerámica que contienen los metales pesados, como el bario (Ba), el estroncio (Sr) y el circonio (Zr). Estos cristales también tienen un índice de refracción cercano a 1.5 como las resinas. El relleno más comúnmente usado es el bario.^[9]

2.7.8 Resistencia a la compresión y a la flexión

La resistencia a la compresión de las resinas microhíbridas es mayor que las que tienen microrelleno. La resistencia generalmente aumenta linealmente con una fracción de volumen del relleno. De igual manera, la resistencia a la flexión es mayor en las resinas con relleno híbrido (100-170 MPa) que en las de partículas microfinas (70-90 MPa).^[8,21]

2.7.9 Módulo elástico

El módulo elástico o rigidez de las resinas está regido por la cantidad de relleno y aumenta exponencialmente con una fracción de volumen de relleno. Un menor contenido de relleno en las resinas de microrelleno, da como resultado un módulo elástico de $\frac{1}{4}$ a $\frac{1}{2}$ de la resina microhíbrida con mayor relleno.^[8]

La rigidez es importante en aplicaciones en las que se involucra gran fuerza oclusal y la resistencia al desgaste es esencial.^[8]

2.7.10 Dureza y desgaste

La dureza Knoop de las resinas compuestas se relaciona exponencialmente a la fracción de volumen del relleno y tiene menor relación con la dureza del relleno. Un mayor contenido de relleno en las resinas compuestas es importante para proveer mayor resistencia a la penetración y desgaste abrasivo.^[8]

2.7.11 Resistencia a la adhesión

Cuando se usa un agente de unión universal, la fuerza de unión de las resinas grabadas con ácido a esmalte y a dentina es casi la misma (14 a 30 MPa).^[8]

Al grabar el esmalte y la dentina, se remueve el barrillo dentinario resultante de la preparación cavitaria. La mayoría de los agentes de unión requieren polimerización antes de la colocación de la resina. Debido a que las fuerzas de polimerización son de la misma magnitud que la fuerza de adhesión a la estructura dental, la filtración marginal tal vez no sea del todo eliminada. La resistencia del sistema adhesivo es de 20 MPa, que es un requerimiento estimado para prevenir espacios marginales resultantes de la contracción por polimerización.^[8] (Tabla 2)

Tabla 2. Se describen algunos factores que influyen en las resinas compuestas y su repercusión clínica. ^[29]

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 de la resina compuesta
Color de la resina compuesta	Los tonos más oscuros requieren mayor tiempo de polimerización (60 segundos a profundidad máxima de 0.5 mm)
Temperatura	La resina compuesta a temperatura ambiente polimeriza en menos tiempo y con mayor rapidez
Espesor de la capa de resina compuesta	Se recomienda no polimerizar capas mayores de 2 mm de espesor.
Tipo de relleno	Las resinas compuestas a base de rellenos microfinos polimerizan menos que los de mayor carga
Distancia entre foco de luz y la resina compuesta	Distancia óptima: < 1mm, 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 en la colocación de resina compuesta en cavidades posteriores.
Contracción de polimerización	Depende de la cantidad de fase orgánica

2.7.12 Características clínicas

a) Desgaste

Estudios clínicos han demostrado que las resinas compuestas tienen mejores propiedades cuando se utilizan en restauraciones de dientes anteriores en donde la estética es esencial y las fuerzas oclusales son bajas. Los cambios en coloración son mínimos, la adaptación marginal es buena y el deterioro continuo es bajo.^[8]

Un problema de las resinas compuestas es la pérdida de contorno en la superficie de las restauraciones en boca, resultado de la combinación de desgaste abrasivo provenientes de masticación, el cepillado dental y el desgaste erosivo de la resina al contacto con el ambiente oral.^[8]

En resinas compuestas colocadas en dientes posteriores se observa desgaste en el área de contacto donde el la fuerza se ejerce al máximo. Se observan también socavados en los márgenes de la resina que pueden ser el resultado de una adhesión inadecuada y el la fuerza ejercida.^[8]

Actualmente, para que se acepte una resina para restauraciones posteriores se requieren estudios clínicos que demuestren una pérdida de contorno marginal menor a 250 μm durante un periodo de 5 años o un promedio de 50 μm por año. Por este motivo, las resinas compuestas para posteriores normalmente tienen mayor resistencia al desgaste que las usadas en anteriores o multi-usos.^[8]

b) Sensibilidad postoperatoria

Casi siempre es el resultado de la microfiltración de bacterias, pero la solución recomienda para evitar este problema es la colocación por capas graduales de la resina en la cavidad, aislamiento absoluto y el uso de una base que proteja la pulpa.^[8]

2.7.13 Manipulación

a) Grabado y adhesión

Con el fin de lograr adhesión entre la resina compuesta y la estructura dental, el diente debe acondicionarse con grabado y después lavado. Con la cuarta y quinta generación de agentes adhesivos, el esmalte y la dentina de la preparación cavitaria se graban durante 15 a 30 segundos con un ácido grabador que el fabricante provee, frecuentemente de un 10% a 15% o de 34% a 37%, de ácido fosfórico en solución o gel. El ácido se retira con agua profusa y se elimina el exceso de agua de la superficie. El esmalte grabado aparecerá opaco, logrando al mismo tiempo grabado y adhesión (con la sexta generación), sin necesidad de enjuague. El adhesivo penetra en el esmalte grabado y en la superficie dentinaria, dando lugar a una retención micromecánica de la restauración.^[8]

b) Resinas fotopolimerizables

Estas resinas se presentan en varias tonalidades en jeringas desechables, blisters y compules. Las jeringas son de plástico opaco para proteger al material de la luz y proveer un almacenamiento adecuado. El compule se coloca en el extremo de una jeringa dispensadora y la pasta se extrae al remover la tapa protectora. Las ventajas de los compules es su fácil uso y colocación de la resina, disminuye el riesgo de infección cruzada y la protección de la resina de la exposición de la luz ambiental.^[9]

2.7.14 Lámparas para fotopolimerización

El componente que absorbe la luz e inicia la polimerización por adición de los radicales libres de los monómeros de la resina, es llamado fotoiniciador. El fotoiniciador más usado en odontología es la camforoquinona (CQ), la cual es sensible a la luz en la región azul del espectro visible, con un pico de absorción de 470 nm. Cualquier fuente de luz con irradiación razonable en esta región puede ser empleada como un mecanismo de inicio de la polimerización. No todos los fotones emitidos hacia la resina compuesta son absorbidos por los fotoiniciadores, sólo los que pueden provocar la fotopolimerización.^[30]

Las fuentes de luz más comunes de fotopolimerizado usadas en Odontología son las de cuarzo-tungsteno-halógeno y de LED.^[31]

En la lámpara de cuarzo-tungsteno-halógeno, el pico de la longitud de onda varía entre 450 y 490 nm. Normalmente, los rangos de radiación comprenden desde 400 a 800 mW/cm². Algunas unidades pueden ser manipuladas para proveer diferentes intensidades.^[31] (Figura 13)



Fig. 13 Lámpara de fotopolimerizado de cuarzo-tungsteno-halógeno

Las lámparas LED (blue light-emitting diodes) (figura 14) utilizan uniones de semiconductores para emitir luz azul. El espectro del LED comprende desde 450 a 490 nm, así que son útiles para polimerizar materiales con fotoiniciadores a base de camforoquinona.^[8,30,31]



Fig. 14 Lámpara de fotopolimerizado de luz LED

A pesar de la popularidad de las lámparas de luz halógena convencionales, tienen varias desventajas, como un tiempo de vida efectivo limitado (40-100 horas), degradación del reflector y del filtro debido a las altas temperaturas de operación y una cantidad significativa de calor producida durante el proceso de polimerización.

Se ha demostrado que muchas lámparas de luz halógena no alcanzan el rendimiento mínimo de energía especificado por el fabricante.^[30]

La energía de la lámpara de halógeno se extiende tres veces más que la longitud de onda necesaria para polimerizar resina compuesta, comparada con las lámparas LED. Las lámparas de polimerizado varían en la cantidad de calor generado, en esta evaluación las lámparas LED obtuvieron un menor incremento en temperatura durante la polimerización, al ser comparadas con las lámparas convencionales.^[30]

En un estudio realizado por: Breschi L., et al en el que se analizó la polimerización de diversos sistemas adhesivos se reveló que la polimerización de las capas de adhesivo depende de la composición del sistema adhesivo, ya que se evaluaron diversos sistemas adhesivos de diferentes marcas y obtuvieron valores diferentes en cuanto al tiempo requerido de fotopolimerización y se concluyó que a mayor tiempo de irradiación, se puede alcanzar un mejor comportamiento clínico de estos sistemas, ya que ninguno obtuvo la polimerización adecuada con los tiempos que indicaba el fabricante. Además los sistemas simplificados presentaron polimerización incompleta aún después de 60 segundos de exposición a la luz. Se concluyó que un mayor porcentaje de monómeros hidrofílicos y la presencia de agua en sistemas adhesivos puede comprometer la reacción de polimerización. A mayor cantidad de monómeros hidrofílicos, menor es la polimerización.^[30]

- **Resinas de curado dual**

Este tipo de resinas contienen aceleradores químicos y activadores por luz, la polimerización es iniciada por luz y después continúa por un mecanismo de autocurado.^[8]

2.7.15 Colocación

La mezcla del material se coloca en la preparación cavitaria por medio de varios métodos. Se coloca con un instrumento de plástico que no permite que se pegue

el material durante su colocación. La resina compuesta también se puede colocar en la punta de un dispensador de plástico que aloja los cartuchos (compules) y ser inyectada en la preparación cavitaria. Ésta permite el uso de pequeñas cantidades de mezcla, reduce el riesgo de vacíos durante la inserción y facilita la colocación del material en áreas de retención.^[8]

La aplicación de una capa de adhesivo para sellar la dentina antes de colocar la resina, seguida de una última capa de adhesivo sobre la última capa de restauración, se ha probado que disminuye la filtración marginal, aumenta la adhesión entre el material y el diente, además de que reduce la sensibilidad postoperatoria.^[32]

En un estudio realizado en Japón denominado: *A Light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations* por Yoshikawa, Burrow y Tagami^[33] para evaluar y contrarrestar la contracción por polimerización, los mejores resultados de sellado marginal y de adaptación a la cavidad se observaron cuando una resina compuesta fue fotopolimerizada con una luz inicial de 270 mW/cm² por 10 segundos, después, un intervalo sin luz de 5 segundos y posteriormente 50 segundos con una intensidad de 600 mW/cm². El inicio del endurecimiento ocurrió en la primer capa, comparado con el de la última capa por lo que la mayor contracción de polimerización se completó durante el estado fluido inicial de la resina (primer capa).

2.7.16 Terminado y pulido

Para pulir el grueso de las resinas compuestas se pueden utilizar polovo de diamante, pulidoras de carbono, discos pulidores o tiras de alúmina. Para el terminado final se pueden utilizar gomas rotatorias, (Figura 15) discos o copas de hule impregnadas en un abrasivo, además de una gran variedad de pastas pulidoras. El terminado se alcanza en un campo húmedo con un lubricante soluble en agua. El terminado final de las resinas fotopolimerizables puede comenzarse

inmediatamente después del fotopolimerizado. El terminado de las resinas es importante ya que una superficie suave puede prevenir la retención de placa y es necesaria para mantener una buena higiene oral. Las resinas con micro y nanorelleno presentan una superficie menos rugosa y un mayor brillo que las que contienen relleno microhíbrido después del pulido.^[8]

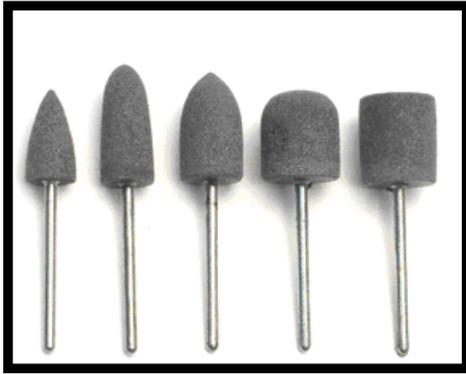


Fig. 15 Puntas montadas de silicona para pulir resina

3.0 Planteamiento del problema

En la actualidad, debido a la extensa variedad de sistemas adhesivos que existen en el mercado, el cirujano dentista tiene la difícil tarea de elegir cuál es el mejor sistema para cada caso específico. Los sistemas adhesivos ofrecen una amplia gama de ventajas que hacen pensar al odontólogo que todos son buenos y la elección principalmente se basa en el precio o en las sugerencias del fabricante.

Cada vez es más frecuente que la práctica odontológica se encamine hacia la prevención, la tendencia es realizar cavidades más conservadoras y preservar la mayor parte de tejido dentario, lo que incrementa la inquietud de buscar un adhesivo que ofrezca la mayor cantidad de ventajas durante el mayor tiempo posible.

Por otro lado, es importante contar con sistemas con un número menor de pasos para su colocación para así reducir los tiempos y margen de error durante la colocación.

Por todo lo mencionado anteriormente, el objetivo de este estudio es evaluar la resistencia al desalajo (antes y después de termociclado) de un sistema adhesivo de quinta generación denominado Solobond M y compararlo con uno de sexta generación llamado Futurabond NR, ambos de la misma casa comercial, con el fin de medir la eficacia de ambos y demostrar cuál ofrece mayor conveniencia al odontólogo y al paciente.

Las muestras se someterán a un proceso de termociclado (5 a 55°C) porque permite simular las condiciones reales a las que los materiales de obturación serán expuestos en cavidad oral.

Por lo tanto se plantea la pregunta de investigación ¿Los adhesivos de quinta y sexta generación se comportarán de manera similar antes y después de ser sometidos al proceso de termociclado?

4.0 Justificación

Hoy en día, el odontólogo se enfrenta a un mercado que le ofrece gran variedad de opciones en cuanto a sistemas adhesivos, presentándole diferentes mecanismos de uso, simplificación de pasos, reducción del margen de error y disminución del tiempo de trabajo, pero ¿cómo saber cuál elegir?

Los adhesivos de autograbado de un solo paso, son sin duda una presentación muy amigable para el usuario, pero se han asociado con una adhesión poco efectiva, comparada con los adhesivos de dos o tres pasos.

Las investigaciones actuales sobre adhesivos se han enfocado únicamente a la simplificación de los procedimientos de aplicación. La reducción del número de pasos de aplicación, deben reducir el tiempo de manipulación y disminuir la sensibilidad inherente al procedimiento y de esta manera mejorar la efectividad del adhesivo. Esta tendencia en adhesión, ha llevado a la creación de adhesivos de autograbado, que en un solo paso de aplicación combinan grabado, primer y adhesión.^[14]

Con el propósito de eliminar algunas dudas sobre estos materiales se pretende evaluar la resistencia al desalojo (con y sin termociclado) de un adhesivo de quinta generación (Solobond M, Voco) y uno de sexta generación (Futurabond NR, Voco).

Con los valores arrojados por este estudio se podrá formar un juicio sobre su utilidad en la colocación de restauraciones de resina compuesta y la conveniencia de su uso clínico. Además brindará una idea general sobre qué generación ofrece mayor conveniencia de uso.

5.0 Hipótesis

5.1 Hipótesis de trabajo

La resistencia al desalojo *in-vitro* de restauraciones de resina compuesta utilizando un sistema adhesivo de quinta generación presentará mayores valores en comparación con un adhesivo de sexta generación de la misma casa comercial con y sin termociclado.

5.2 Hipótesis nula

La resistencia al desalojo *in-vitro* de restauraciones de resina compuesta utilizando un sistema adhesivo de quinta generación presentará menores valores en comparación con un adhesivo de sexta generación de la misma casa comercial con y sin termociclado.

5.3 Hipótesis alterna

La resistencia al desalojo *in-vitro* de restauraciones de resina compuesta utilizando un adhesivo de quinta generación presentará valores iguales que un adhesivo de sexta generación con y sin termociclado.

6.0 Objetivos

6.1 Objetivo general

Evaluar y comparar la resistencia al desalojo *in-vitro* de restauraciones de resina compuesta utilizando sistemas adhesivos de quinta y sexta generación sometidas a pruebas de termociclado.

6.2 Objetivos específicos

- Evaluar *in-vitro* la resistencia al desalojo de restauraciones de resina compuesta con Solobond M de Voco.
- Evaluar *in-vitro* la resistencia al desalojo de restauraciones de resina compuesta con Futurabond NR de Voco.
- Evaluar *in-vitro* la resistencia al desalojo de restauraciones de resina compuesta con Solobond M de Voco después de ser sometidas a prueba de termociclado.
- Evaluar *in-vitro* la resistencia al desalojo de restauraciones de resina compuesta con Futurabond NR de Voco después de ser sometidas a prueba de termociclado.

7.0 Metodología

7.1 Tipo de estudio

Experimental, observacional, cuantitativo

7.2 Variables

7.2.1 Variables dependientes

- a) Adhesión
- b) Falla cohesiva
- c) Resistencia al desalojo

7.2.2 Variables independientes

- a) Resina compuesta
- b) Ácido fosfórico
- c) Adhesivo de dos pasos
- d) Adhesivo autograbante
- e) Lámpara de fotopolimerización
- f) Técnica de adhesión

7.3 Criterios de selección

7.3.1 Criterios de inclusión

- a) Dientes (molares) humanos extraídos con técnica atraumática por razones ortodónticas, periodontales o quirúrgicas y colocados en agua bidestilada desde el momento de la extracción
- b) Dientes sin restauraciones
- c) Dientes sin caries
- d) Dientes que no presenten fracturas
- e) Dientes sin anomalías estructurales

7.3.2 Criterios de exclusión

Todos aquellos dientes que no cumplan con los criterios de inclusión

7.4 Población de estudio

Dientes humanos extraídos con técnica atraumática por razones ortodónticas, periodontales o quirúrgicas y colocados en agua bidestilada desde el momento de su extracción.

7.5 Diseño experimental

40 dientes humanos que cumplan con todos los criterios de selección divididos en cuatro grupos de diez dientes cada uno:

- I. Grupo 1.- Adhesivo de dos pasos sin termociclado
- II. Grupo 2.- Adhesivo autograbante sin termociclado
- III. Grupo 3.- Adhesivo de dos pasos con termociclado
- IV. Grupo 4.- Adhesivo autograbante con termociclado

a) Recursos físicos.- El estudio fue realizado en las instalaciones del Laboratorio de Materiales Dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación, UNAM.

b) Recursos biológicos.- 40 dientes humanos extraídos con técnica atraumática por razones ortodónticas, periodontales o quirúrgicas.

c) Recursos materiales.- El material de restauración utilizado fue una resina compuesta de la casa Voco con los sistemas de adhesión Solobond M y Futurabond NR, utilizando el ácido grabador de la misma casa comercial.

7.6 Método

Para la realización de este estudio se utilizaron 40 molares libres de caries extraídos con fines ortodónticos, periodontales o quirúrgicos, que fueron limpiados de cualquier tejido blando y mantenidos en agua destilada a $37\pm 1^{\circ}\text{C}$.

Para la obtención de las muestras se realizaron dos cortes paralelos en la zona coronal de los dientes, perpendicular a su eje longitudinal usando una máquina de corte (Guillings-Hamco Thin Sectioning Machine, Hamco Machines, INC Rochester NY, USA.)^[34-36]

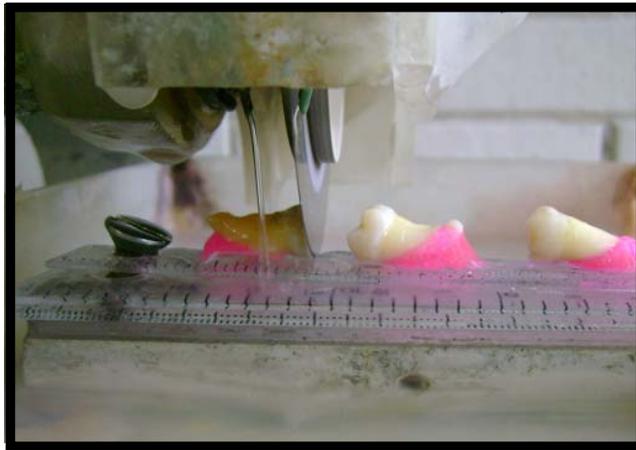


Fig. 16. Máquina recortadora de disco realizando los cortes transversales de los molares fijados a una base

Para controlar el movimiento y evitar el desplazamiento de la superficie de la muestra durante la preparación, éstas se montaron en un dispositivo adheridas con resina. Se evitó que el diente presentara retenciones, cortes o depresiones que comprometieran su montaje (Figura 16). Se pulieron con papel abrasivo grano 600, de acuerdo con ISO 6344-1:1998 como lo menciona ISO 11405^[37] con agua corriente. Se colocaron en agua a $23\pm 2^{\circ}\text{C}$.^[37]

Se obtuvieron muestras con espesores de tejido dentinario de 3 mm las cuales fueron centradas y montadas en acrílico autopolimerizable de 4 diferentes colores (Nic Tone, Manufacturera Dental Continental, Zapopan Jal. Méx.) dentro de un molde de muestras de la prueba de sorción acuosa y solubilidad ISO 4049-1988^[38] de diámetro de 15 mm y profundidad variable (Figura 17).



Fig. 17a Corte de diente situado en el hacedor de muestras



Fig. 17b Elaboración de muestras con acrílico autopolimerizable

Las muestras obtenidas fueron desbastadas con papel abrasivo grano 600 (Fandeli Mex) usando un pulidor de disco (Buehler Ltd. 2120 Greenwood St. Evanston Illinois USA).

Las 40 muestras se dividieron aleatoriamente en 4 grupos de 10 molares cada uno (mismo color cada grupo) y se fijaron en un dispositivo con una platina que presenta un espacio del mismo diámetro para alojar las muestras obtenidas, en donde una parte móvil con movimiento vertical de precisión sostiene una pieza de mano de alta velocidad, Quiet-air Midwest dental products Corporation, IL, U.S.A., que perforó cada muestra perpendicularmente al plano horizontal, exactamente en el centro con abundante irrigación de agua utilizando una fresa de carburo (SSWhite Inc. NJ USA) de 2.20 mm de diámetro como guía, seguida de una fresa de diamante de grano medio (Dia _ Burs -EX 12 Mani Inc. Takaezaua Jap.) de 3.44 mm de diámetro para el terminado de la cavidad. Se utilizó una fresa por cada cinco perforaciones (Figura 18).

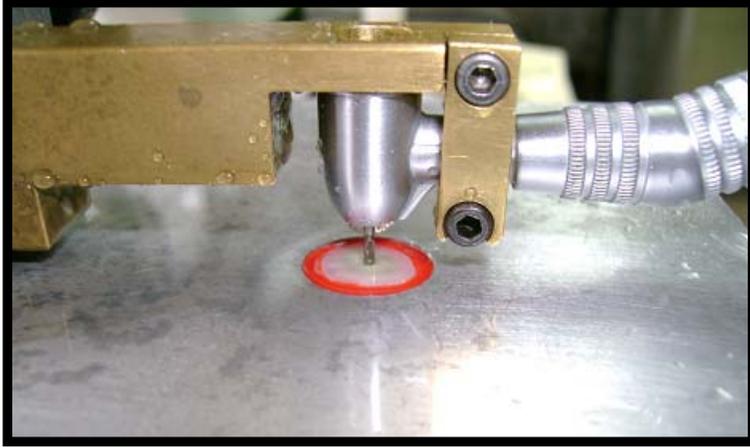


Fig. 18a Perforaciones a las muestras



Fig. 18 b Muestras perforadas

Después de 24 horas de permanencia en agua bidestilada a una temperatura de $37\pm 2^{\circ}\text{C}$, 20 muestras se usaron para aplicar el adhesivo Futurabond NR siguiendo las instrucciones del fabricante: con un chorro de aire ligero, se repartió el excedente de agua, dejando la dentina ligeramente húmeda. Posteriormente, se mezcló en la paleta mezcladora (preporcionada por el fabricante) una gota de líquido A y una gota de líquido B durante 5 segundos, para después ser aplicado

en una capa delgada en la cavidad y frotando durante 20 segundos. Se secó la capa de adhesivo durante 5 segundos con un chorro de aire y se fotopolimerizó durante 10 segundos con la lámpara Bluephase C5 (Ivoclar Vivadent Inc., Amherst, NY, USA) (Figura 19).



Fig. 19 Presentación comercial de Futurabond NR de Voco

Una vez fotopolimerizado el adhesivo se procedió a la colocación de la resina compuesta (Grandio de Voco) dentro de la cavidad con espátula de teflón y sobre ésta se colocó un trozo de cinta mylar, se polimerizó durante 20 segundos (Figura 20).



Fig. 20a Material de obturación.
Grandio de Voco

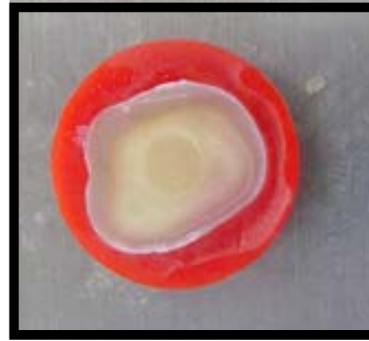


Fig. 20b Muestra obturada,
con cinta mylar para ser
polimerizada

Se prepararon 20 muestras con el adhesivo Solobond M siguiendo las instrucciones del fabricante. Se consiguió una superficie lo más seca posible sin desecar la dentina y se grabó con el ácido grabador que provee el fabricante durante 15 segundos, enseguida se enjuagó con abundante agua. Para la colocación del sistema adhesivo, se eliminó el exceso de humedad con chorro de aire y con un aplicador se cubrieron proporcionalmente todas las superficies de la cavidad, frotando durante 30 segundos distribuyendo el material con un chorro de aire ligero; para posteriormente ser polimerizado con la lámpara Bluephase durante 20 segundos. Se obtuvo la cavidad con resina compuesta y se fotopolimerizó (Figura 21).



Fig. 21 Presentación comercial de Solobond M de Voco

Una vez obturadas, las muestras fueron colocadas dentro de agua bidestilada durante 24 horas a una temperatura de $37\pm 2^{\circ}\text{C}$.

a) Resistencia al desalojo antes del termociclado

Transcurrido 24 horas, 20 muestras de cada adhesivo fueron retiradas del agua y se obtuvo el área interna de las cavidades con la fórmula ($\pi \times \text{diámetro} \times \text{altura}$). Posteriormente, se aplicó una carga de empuje de la parte pulpar hacia oclusal con una velocidad de carga de 1 mm/min para desalojar la obturación usando un pistón metálico de 3.18 mm de diámetro, aprovechando el principio mecánico para la fabricación de muestras de amalgama, (Figura 22) usando una Máquina Universal de Pruebas Mecánicas (Instron, Modelo 5567 Amco Engineering Canton Mass. USA), (Figura 23).



Fig. 22 Molde para fabricar muestras para pruebas físicas 4.3.3 especificación ANSI/ADA No. 1 1977



Fig. 23 Detalle de la Máquina universal de pruebas mecánicas Instron

La máquina universal de pruebas mecánicas proporcionó los valores de fuerza máxima en Newtons, que cada muestra soportó. Esta fuerza se dividió entre el valor del área de cada muestra en mm^2 y el resultado fue la resistencia al desalajo en MPa.

b) Resistencia al desalojo después del termociclado

Las restantes 20 muestras se sometieron al proceso de termociclado. Durante 600 ciclos, las muestras fueron expuestas a un intervalo de temperatura entre 5°C y 55°C, ya que estas temperaturas simulan las condiciones de temperatura a las que se expone la cavidad bucal clínicamente (Figura 24).



Fig. 24 Termociclado de las muestras

Una vez terminado el proceso de termociclado, se obtuvo el área interna de las cavidades como se hizo anteriormente y se sometieron a una carga de empuje; los cálculos de resistencia al desalojo se hicieron de igual forma.

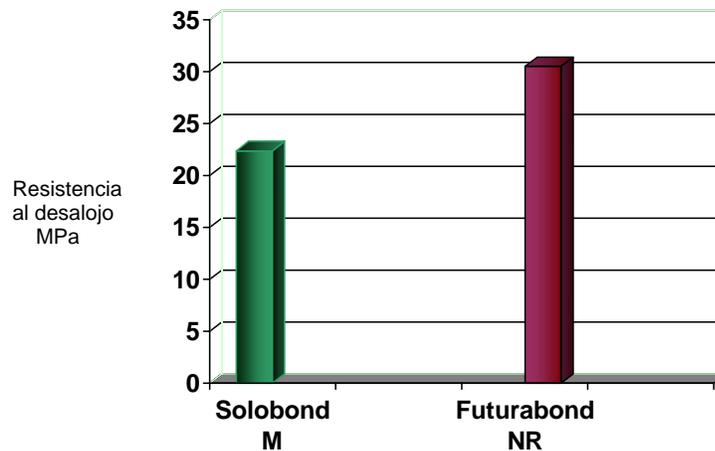
Los resultados se analizaron con un análisis de Anova de una vía y la prueba de Tukey para obtener las diferencias significativas.

8.0 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, Solobond M (adhesivo de quinta generación) y Futurabond NR (adhesivo autograbante de dos pasos de sexta generación).

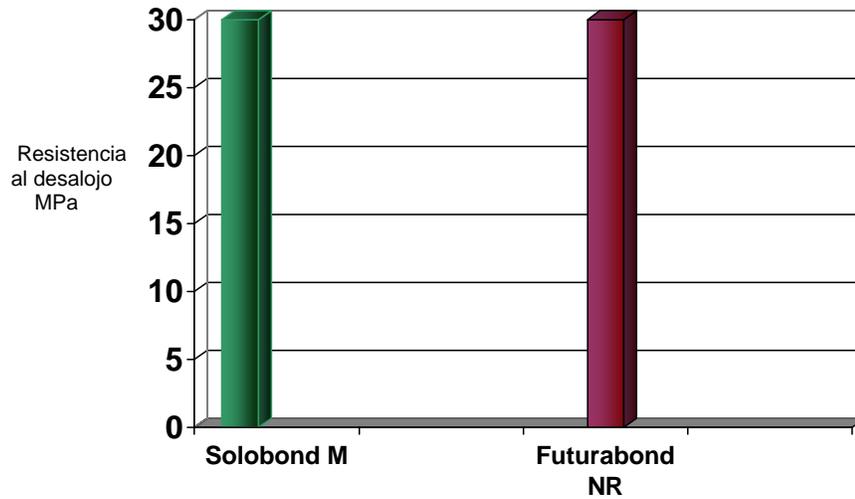
Los valores proporcionados por este estudio fueron analizados estadísticamente con el programa Sigma STAT utilizando las pruebas ANOVA de una vía y Tukey ($P=0.505$).

Al analizar los valores promedio de las muestras no sometidas a termociclado del sistema adhesivo Futurabond NR ($31 \pm 17\text{MPa}$), en comparación con el sistema adhesivo Solobond M ($22 \pm 13\text{MPa}$); se observó que el primero mostró valores mayores de resistencia al desalojo y no existieron diferencias estadísticamente significativas (Gráfica 1).



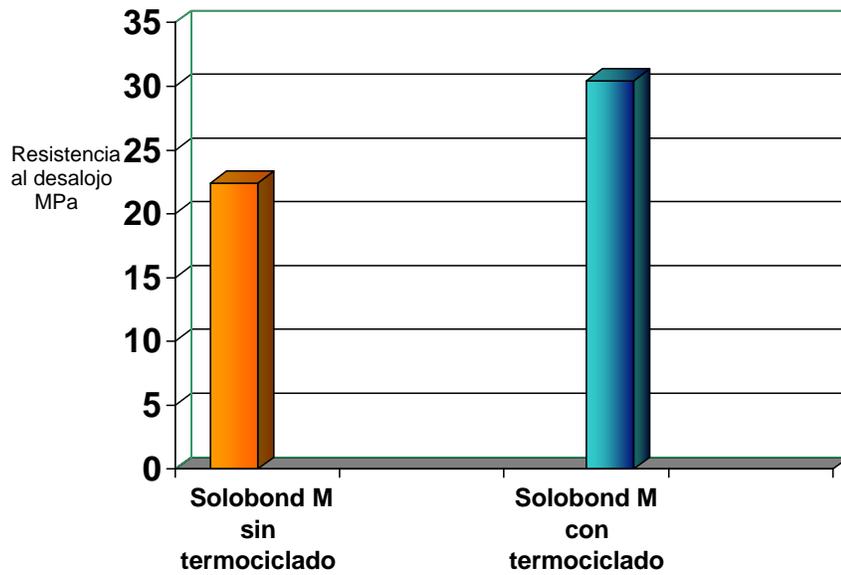
Gráfica 1. Valores promedio de resistencia al desalojo de las muestras que no fueron sometidas a termociclado.

El sistema adhesivo Futurabond NR (31 ± 10 MPa) presentó valores mayores de resistencia al desalojo en las muestras que fueron sometidas al proceso de termociclado, en comparación con las muestras del sistema adhesivo Solobond M (30 ± 17 MPa) (Gráfica 2). No hubo diferencias estadísticas.



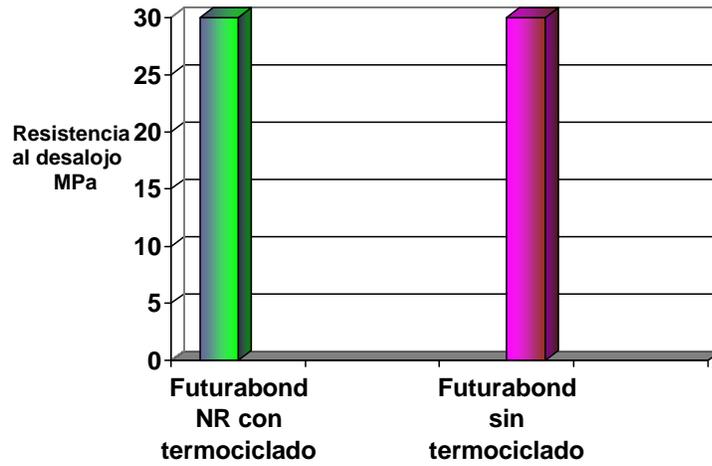
Gráfica 2. Valores promedio de resistencia al desalojo de las muestras que fueron sometidas al proceso de termociclado.

El sistema adhesivo Solobond M, arrojó valores mayores de resistencia al desalojo en las muestras que fueron sometidas a termociclado, en comparación con el grupo de muestras que no se sometió a este proceso (Gráfica 3) sin mostrar diferencias estadísticamente significativas.



Gráfica 3. Valores promedio del sistema adhesivo Solobond M con y sin termociclado.

Al comparar los resultados de las muestras en las que se evaluó el sistema adhesivo Futurabond NR, se observó que las sometidas al proceso de termociclado presentaron valores mayores de resistencia al desalojo (Gráfica 4) sin diferencias significativas.



Gráfica 4. Valores promedio del sistema adhesivo Futurabond MR con y sin termociclado.

9.0 Discusión

La edad de los dientes de este trabajo se basó en la especificación ISO/TS 11405:2003^[37] para pruebas de adhesión a estructura dental, donde se estipula que para la realización de pruebas de adhesión a dentina con resistencia al desalojo deben usarse terceros molares de individuos de 16 a 40 años de edad. También, la misma expone que existe una creciente evidencia sobre los cambios en la dentina que ocurren después de la extracción y pueden influir en las medidas de fuerza de adhesión, debido a la presencia de humedad en este tejido. Idealmente, la fuerza de adhesión debería ser medida inmediatamente después de la extracción. Es por esto que deberían usarse dientes de un mes, pero no más de seis meses después de la extracción. Esta especificación también explica que para la obtención de las muestras se requiere una superficie plana y reproducible que debe permanecer húmeda durante todo el tiempo. La exposición al aire durante varios minutos puede causar cambios irreversibles en las características de adhesión.

a) Resistencia al desalojo.

La resistencia al desalojo se obtuvo al dividir una carga entre el área de corte transversal de una superficie con el material de adhesión.^[39]

Los valores de resistencia pueden variar con la geometría de la muestra, la configuración de la carga y las propiedades del material y no necesariamente debido a la resistencia del adhesivo hacia la carga aplicada *per sé*.^[39]

En la Gráfica 1 se observa que Futurabond NR presentó mayor resistencia al desalojo que Solobond M antes de ser termociclados.

Futurabond NR es un nuevo sistema adhesivo, que al contrario de su previa versión (Futurabond) se aplica en una sola capa. Los otros cambios incluyen el reemplazo de la base del disolvente de la combinación de agua/acetona por

agua/etanol y la adición de nanorrelleno. Consiste de dos tipos de monómeros polifuncionales que necesitan ser mezclados con agua inmediatamente antes de su uso. El agua y el etanol son componentes del líquido B.^[15]

De acuerdo con la información del fabricante, la adhesión se explica como una mezcla de interacciones de retención micromecánica y de adhesión química, que se debe a las características complejas del calcio de los monómeros adhesivos.^[15] Según la información dada por el fabricante, la composición del sistema adhesivo Futurabond NR es: Ácidos orgánicos, Bis-GMA, HEMA, TMPTMA, camforoquinona, aminas (DABE), BHT, fluoruros y etanol.

Por otro lado, Solobond M es un sistema adhesivo de quinta generación. Dentro de la información que provee el fabricante, indica que los componentes que integran este sistema adhesivo son: Ácidos orgánicos, Bis-GMA, HEMA, BHT y acetona.

Tradicionalmente, los adhesivos contienen resinas acrílicas, monómeros, disolventes orgánicos, iniciadores, inhibidores y a veces partículas de relleno.^[40] Todos estos componentes tienen influencia en las propiedades de los materiales.

Metacrilatos

Bis-GMA, UDMA y TEGDMA son los dimetacrilatos más usados en los sistemas adhesivos. Directamente confieren al sistema adhesivo, fuerza mecánica al formar polímeros entrecruzados, en comparación con los mono-metacrilatos. Estos últimos, usualmente se caracterizan por su comportamiento hidrofóbico, lo que los hace limitadamente solubles en agua.^[40]

El alto peso molecular del Bis-GMA ayuda a que haya un endurecimiento rápido y menor contracción de polimerización, haciendo que el polímero resultante tenga mejores cualidades mecánicas.^[40]

El HEMA es un mono-metacrilato que cuando se encuentra sin fotopolimerizar, se presenta como un fluido soluble en agua, etanol o acetona. Que se evapora de las soluciones adhesivas en pequeñas cantidades. Otra característica importante es que es hidrofílico, aunque no puede ser usado como un agente desmineralizante. Esta capacidad lo hace un excelente monómero promotor de la adhesión. Al promover el mojado de la dentina, HEMA mejora significativamente las fuerzas de unión. Sin embargo, es vulnerable a la hidrólisis, especialmente en pH básico y con menor frecuencia en pH ácido. HEMA usualmente se agrega a los adhesivos para asegurar un buen mojado. Su naturaleza similar a la de un disolvente, es una propiedad que mejora la estabilidad de las soluciones que contienen componentes hidrofóbicos e hidrofílicos, y mantiene los ingredientes estables dentro de la solución. ^[40]

Futurabond NR contiene una molécula dentro de su matriz que no se encuentra en la formulación de Solobond M, el trimetacrilato de trimetilpropano (TMPTMA); es un agente de entrecruzamiento para la polimerización de radicales libres, además de ser un promotor de la adhesión. ^[40] (Figura 25)

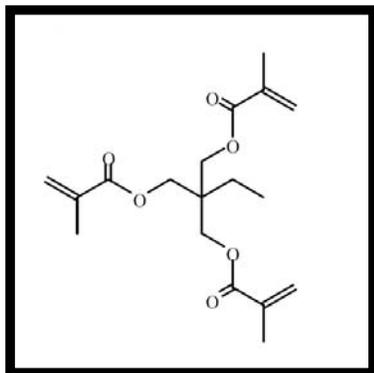


Fig. 25 Molécula de TMPTMA

Los monómeros funcionales forman polímeros lineales con la fotopolimerización, mientras que los difuncionales, forman polímeros entrecruzados. Estos últimos, se

ha comprobado que exhiben una mayor resistencia mecánica, por lo que refuerzan al sistema adhesivo.

Por lo tanto, puede inferirse que el TMPTMA confiere mayor resistencia ante cambios de temperatura, debido a que contiene tres enlaces disponibles para formar polímeros ramificados. Es una molécula que favorece la polimerización, mayor grado de conversión de polimerización con respecto al Bis-GMA que es un dimetacrilato, y con respecto al HEMA que es un mono-metacrilato. Con base en lo anterior, este material puede oponer una mayor resistencia al desalojo, lo que concuerda con los resultados obtenidos por el sistema adhesivo Futurabond NR. ^[40]

pH

Los sistemas adhesivos autograbantes recientes, con un pH relativamente básico, no exponen completamente la colágena del túbulo dentinario. Por lo tanto, la retención mecánica es menor. ^[40]

Según Van Landuyt^[40], et al, Futurabond NR tiene un pH de 1.4 y Solobond M de 2.2. Por lo que se puede suponer que Futurabond NR, por tener un valor de pH más ácido, obtuvo una mayor resistencia al desalojo (30 MPa), ya que pudo promover una retención mecánica mayor; mientras que el sistema adhesivo Solobond M, con mayor pH, obtuvo valores menores de resistencia al desalojo (22 MPa).

Disolventes

La baja viscosidad de los *primers* o de las resinas adhesivas, es en parte debida a la disolución de los monómeros en un disolvente, lo que ayuda a mejorar la difusión del adhesivo en la superficie micro retentiva del diente. ^[40]

Etanol

Es un disolvente polar que forma puentes de hidrógeno con sus solutos. Sin embargo, debido a su constante dieléctrica, éste es apropiado para solutos menos polares. Se volatiliza fácilmente con la aplicación de aire a presión. Se ha demostrado que el etanol tiene un efecto de endurecimiento en la colágena desmineralizada; esta capacidad puede explicar por qué el etanol puede mantener espacios interfibrilares amplios después de su evaporación.^[40]

Acetona

Su estructura altamente polarizada, en combinación con su relativamente baja constante dieléctrica, permite disolver tanto componentes polares como no polares. Su alta volatilidad puede llevar a la reducción de la vida de almacenamiento de los sistemas adhesivos que la contengan. Tiene un efecto de remoción de agua, debido a su alta polaridad y a su capacidad de evaporación. Los sistemas adhesivos de Grabado y Enjuague normalmente contienen acetona para facilitar la remoción de agua. Estos sistemas deben ser aplicados en dentina desmineralizada que se mantiene en un estado húmedo, para prevenir el colapso de las fibras de colágena. La acetona contenida en los sistemas adhesivos que sigan esta estrategia, deben asegurar la evaporación del agua presente en la dentina.^[40]

Yoshida, Nodasaka, et al^[41] estudiaron el tiempo de secado con aire en sistemas adhesivos que contienen acetona como disolvente; concluyeron que, normalmente se aplica aire con suavidad para remover acetona y agua juntas, debido a que la acetona tiene un efecto de atrapamiento de agua.

Si la fotopolimerización del adhesivo se retarda, los agregados de agua se introducen a la interfase entre el adhesivo y la resina. Esto se debe a la permeabilidad de la dentina y al agua que se evapora de la dentina por un disolvente volátil. También, se ha reportado que un adhesivo rico en acetona puede causar la formación de fracturas en la interfase adhesivo-dentina.^[41]

En un estudio publicado en el Brazilian Dental Journal ^[42] se estudió la resistencia al desalojo de diferentes sistemas adhesivos a esmalte y dentina, basándose en su contenido de disolventes, ya sea acetona o etanol. Los cuatro sistemas adhesivos; entre ellos Solobond M, que contiene acetona, presentaron menor resistencia al desalojo en dentina que los que son a base de etanol.

Otra posible explicación acerca de la baja resistencia al desalojo en dentina, alcanzada con los sistemas adhesivos a base de acetona, es su alto contenido de la misma (cerca del 70% en algunos sistemas). Esto puede impedir que la concentración de un monómero sea lo suficientemente alta para que se forme una capa uniforme en la superficie dentinaria. Este fenómeno puede explicar las grandes variaciones en resistencia al desalojo reportadas en la literatura. Por ejemplo, se han reportado estudios con valores de alrededor de 20 MPa en adhesivos de un paso, mientras otros estudios, usando el mismo método, reportaron resultados de alrededor de 7.3 MPa. ^[42]

En este estudio se observó que el Solobond M, cuyo disolvente es acetona, opone menor resistencia al desalojo que Futurabond NR, cuyo solvente es a base de etanol, por lo que concuerda con los resultados del artículo publicado por el Brazilian Dental Journal.

b)Termociclado

En la cavidad oral, los materiales de restauración son sometidos a condiciones de variaciones térmicas y de carga. Estos ciclos térmicos y cargas cíclicas pueden ocasionar fracturas por fatiga durante su desempeño clínico a largo plazo. ^[43]

Aunque las conclusiones más confiables sobre el comportamiento de los sistemas adhesivos en el ambiente de la cavidad oral deben basarse en un periodo clínico a largo plazo, someter las muestras de los sistemas adhesivos a termociclado puede dar una idea sobre la degradación del material dependiente de la temperatura. ^[44]

La prueba de termociclado consiste en someter muestras a temperaturas extremas simulando las condiciones intraorales. Esta prueba induce esfuerzos entre el diente y el material de restauración debido a sus diferencias entre los coeficientes de expansión térmica. ^[44]

Los monómeros de resina que forman parte de los adhesivos autograbantes de un solo paso son de bajo peso molecular y tienen una naturaleza relativamente hidrofílica. Al incorporar altas concentraciones de monómeros ácidos se puede producir sorción acuosa, dando como resultado una disminución en la integridad marginal de los adhesivos. La difusión de agua hacia la interfase entre el adhesivo y el diente ocasiona que los componentes de resina aumenten de volumen. Durante el proceso de termociclado, el agua caliente puede acelerar la hidrólisis de la resina y extraer los oligómeros. Agua y otros químicos que se filtran de la cavidad oral pueden disminuir las propiedades mecánicas de los polímeros. ^[44]

El cambio de las propiedades mecánicas después del termociclado, puede dar como resultado una tendencia hacia el fracaso de la adhesión, debido al debilitamiento de los tags de resina compuesta en el esmalte grabado. ^[44]

Los adhesivos autograbantes, en términos de simplificación de los procedimientos clínicos, pueden ser aceptables aun después de ser sometidos a un número de procesos de termociclado, con la intención de simular a largo plazo el ambiente oral. ^[44]

En la Gráfica 2 se aprecia que ambos adhesivos presentan prácticamente los mismos valores de resistencia al desalajo cuando fueron termociclados. También se observa que Solobond M incrementó notablemente su valor con respecto al no termociclado, (Gráfica 3). Con el proceso de termociclado disminuye la viscosidad del material. Por lo tanto, aumenta el movimiento de radicales libres reiniciándose la polimerización, y se incrementa la conversión de monómero a polímero. Esto puede explicar porqué se obtuvieron mayores valores de resistencia al desalajo

con las muestras que fueron sometidas al proceso de termociclado, más notablemente en las muestras donde se utilizó el sistema adhesivo Solobond M.

La exposición a una mayor temperatura aumenta el grado de polimerización (mayor conversión de monómero a polímero). Se infiere que Solobond M aumentó los valores de resistencia al desalojo con el proceso de termociclado, porque no contiene TMPTMA, que es altamente reactiva por sus tres enlaces, lo que no permite que al disminuir la viscosidad del sistema adhesivo (al aumentar la temperatura), los radicales libres presentes vuelvan a adquirir movilidad y continúen polimerizando, como sucedió con Futurabond NR, que no incrementó su valor de resistencia al desalojo antes y después del termociclado (Gráfica 4); mientras que Solobond M sí lo hizo (de 22 MPa a 30MPa).

10.0 Conclusiones

Se infiere que el sistema adhesivo de sexta generación, Futurabond NR demostró tener una mayor resistencia al desalajo debido a:

El contenido de etanol como disolvente, ya que favorece el endurecimiento de la colágena, manteniendo espacios interfibrilares amplios con su evaporación. A diferencia del adhesivo de quinta generación, Solobond M, cuyo disolvente es la acetona y éste es altamente volátil y puede fracturar la interfase entre el adhesivo y la dentina y colapsar las fibras de colágena de los túbulos dentinarios.

Futurabond NR contiene TMPTMA, que es una molécula altamente reactiva, debido a sus tres enlaces disponibles para la formación de polímeros ramificados, por lo que se infiere que ésta le confiere una mayor resistencia al desalajo y a cambios de temperatura, a diferencia de las moléculas de Bis-GMA y HEMA que son di y monometacrilatos, respectivamente.

El termociclado no tuvo efecto alguno en el sistema Futurabond NR, porque sus radicales libres se hallaban inmóviles, es decir, la temperatura no modificó la viscosidad. Mientras que el sistema Solobond M, aumentó su grado de polimerización, debido al aumento de temperatura que disminuyó la viscosidad y facilitó la movilidad de los radicales haciendo que el grado de conversión aumentara y por ende, la resistencia al desalajo.

El pH juega un papel importante en la resistencia a la desalajo ya que Futurabond NR tiene un pH de 1.4, que promueve una mayor retención mecánica, en comparación con el sistema adhesivo Solobond M cuyo valor de pH es de 2.2.

Por lo antes mencionado, se puede concluir que sí representa un paso importante en el desempeño clínico el uso de estos sistemas de sexta generación con

respecto a su mayor resistencia al desalajo de las resinas compuestas utilizadas como restauraciones directas, sin que en ellas influya el cambio de temperatura.

11.0 Bibliografía

1. R. Peris Alessandra, Mitsui H.O. Fabio, Lobo M. Maristela, Bedran-russo K.B., Ana, Gisselle Marchi M. Adhesive systems and secondary caries formation: Assessment of dentin bond strength, caries lesions depth and fluoride release. *Dental Materials* 2007; 23:308-316
2. R Esponda. ANATOMÍA DENTAL. Textos Universitarios. Tercera edición. Capítulo 1. México. 1975
3. Gómez de Ferraris, Campos Muñoz. Histología y Embriología Bucodental. Segunda edición, España: Editorial Médica Panamericana, 2003
4. Carrillo, Carlos. Dentina y Adhesivos Dentinarios. Conceptos Actuales. ADM Vol. LXIII, No. 2. Marzo-Abril 2006
5. O'Brien, William. Dental Materials and Their Selection. Tercera edición. Canadá: Editorial Quintessence Books, 2002.
6. Barceló Santana, Federico. Palma Calero, Mario. Materiales dentales: Conocimientos básicos aplicados. Primera edición. México: Editorial Trillas, 2003
7. Rosales Leal, Juan. Osorio, Raquel. Holgado, Juan. Cabrerizo, Miguel. Toledano, Manuel. Dentin wetting by four adhesive systems. *Dental Materials* (2001) 17, 526-532
8. Craig, R. Powers, J. Wataha, J. Dental materials. Properties and manipulation. Octava edición. Missouri: Editorial Mosby, 2002
9. Anusavice, K.J. Ciencia de los materiales dentales de, Phillips. Décima edición. México: Editorial Mc Graw Hill Interamericana, 2004
10. Kugel, Gerard. Ferrari, Marco. The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc*, 2000, 131 suppl_1, 20S-25S.
11. Sadr A, Shimada Y, Tagami J. Effects of solvent drying time on micro-shear bond strength and mechanical properties of two self-etching adhesive systems. *Dental Materials* 23 (2007) 1114-1119

12. Behr, M. Rosentritt, M. Regnet, T. Lang, R. Handel, G. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-trying systems. *Dental Materials* (2004) 20, 191-197
13. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, Dorigo E. Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. *Dental Materials* 24 (2008)90-101
14. Van Landuyt K.L., Peumans M., Munck, J. De, Lambrechts P., Van Meerbeek B. Extension of a one-step self-etch adhesive into a multi-step adhesive. *Dental Materials* (2006) 22, 533-544
15. I Radovic, ZR Vulicevic, F García Godoy. Morphological evaluation of 2- and 1-step Self Etching System Interfaces with Dentin. *Operative Dentistry*, 2006, 31 6, 710-718
16. Hiraishi N, Breschi L, Prati C, Ferrari M, Tagami J, King N. Technique sensitivity associated with air-drying of HEMA-free, single bottle, one-step self-etch adhesives. *Dental Materials* 23 (2007) 498-505
17. Chiba Y, Yamaguchi K, Miyazaki M, Tsubota K, Takamizawa T, Moore B. Effect of Air-drying Time of Single-application Self-etch Adhesives on Dentin Bond Strength. *Operative Dentistry*, 2006, 31-2, 233-239
18. Özok A, Wu M, De Gee A, Wesselink P. Effect of dentin perfusion on the sealing ability and microtensile bond strengths of a total-etch versus all-in one adhesive. *Dental Materials* (2004) 20, 479-486
19. Erickson Robert, De Gee Anton, Feilzer Albert. Effect of pre-etching enamel on fatigue of self-etch adhesive bonds. *Dental Materials* 24 (2008) 117-123
20. Andrade de S. Oswaldo, Goes de Mario, Montes Marcos A.J.R. Marginal adaptation and microtensile bond strength of composite indirect restorations bonded to dentin treated with adhesive and low-viscosity composite. *Dental Materials* 23(2007) 279-287.
21. Bradem, Clarke, Nicholson, Parker. *Polymeric dental materials*. Primera edición. Tokio: Editorial Springer, 1997

22. Álvarez G, Barceló S, Guerrero I, Sáez E, Canseco M. Calculation of contraction rates due to shrinkage in light-cured composites. *Dental Materials* (2004) 20, 228-235
23. Eick, Kotha, Chappelow, Kilway, et al. Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer. *Dental Materials* 23 (2007) 1011-1017
24. Bertoldi Hepburn Alejandro. Ormoceres: Una nueva posibilidad en Odontología Restauradora. <http://www.red-dental.com/ot004401.htm>
25. Scientific Documentation. Grandio / Grandio Flow <http://www.vocoamerica.com/>
26. Nayif M, Nakajima M, Aksonmuang J, Ikeda M, Tagami J. Effect of adhesion to cavity walls on the mechanical properties of resin composites. *Dental Materials* 24(2008)83-89
27. Charton Christophe, Colon Pierre, Pla Fernand. Shrinkage stress in light cured composite resins: Influence of material and photoactivation mode. *Dental Materials* 23(2007) 911-920
28. Dewaele Magali, Truffier Boutry Delphine, Devaux Jacques, Leloup Gaëtane. Volume contraction in photocured dental resins: The shrinkage-conversion relationship revisited. *Dental Materials* (2006) 22, 359-365
29. Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006; 11:E215-20. *Medicina Oral S. L. C.I.F. B 96689336 - ISSN 1698-6946*
30. Z Tarle, A Knezevic, N Demoli, A Meringa, J. Sutalo Comparison of composite curing parameters: Effects of light source and curing mode on conversion, temperature rise and polymerization shrinkage. *Operative Dentistry* 2006, 31-2, 219-226
31. Powers, John. Sakiguchi, Ronald. *Craig's restorative dental materials*. Doceava edición Editorial Mosby Elsevier, 2006
32. S. de Andrade, Oswaldo. F. de Goes Mario, A.J.R. Montes Marcos. Marginal adaptation and microtensile bond strength of composite indirect restorations

- bonded to dentin treated with adhesive and low viscosity composite. *Dental Materials* 23 (2007) 279-287
33. Yoshikawa, Takako. Burrow, Michael. Tagami, Junji. A light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. *Dental Materials* 17 (2001) 359- 366
 34. Sáez G., Barceló F., Álvarez C., Guerrero J., Morales C. Resin on dentin repair pull resistance. A new measuring proposal. Abstract 243. *Journal Dental Research* 2001; 80:557
 35. F. Barceló, Dr. G. Sáez, Dr. C. Muñoz, Dra. M. Latorre, Dr. J. Guerrero, Angeletakis C. Effect of water sorption on the push resistance of two composite resins. 32 annual meeting of AADR, San Antonio, Tx 2003. Dr. Abstract 443 *Journal Dental Research*, AADR 2003
 36. G. Sáez, F. Barceló, R. Vera, M. Latorre, C. Álvarez Influence of light curing unit and filling technique in the adhesion using the push resistance test. 82 Annual meeting of IADR, Honolulu Hawaii 2004.
 37. ISO/TS 11405:2003 Technical specification. Dental materials-Testing of adhesion to tooth structure. Second edition 2003
 38. ISO 4049-1988. Dentistry Resin-based filling materials.
 39. Placido E, Meira J, Lima R, Muench A, Souza R, Ballester R. Shear versus micro-shear bond strength test: A finite element stress analysis. *Dental Materials* 23 (2007) 1086-1092
 40. Van Landuyta, Snauwaertb, De Muncka, et al, Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 28 (2007) 3757–3785
 41. Yoshida E, Uno S, Nodasaka Y, Kaga M, Hirano S. Relationship between water status in dentin and interfacial morphology in all-in-one adhesives. *Dental Materials* 23(2007) 556-560
 42. Carpena L; Cardoso P; L Cardoso; et al. Shear bond strength of acetone-based one-bottle adhesive systems. *Braz. Dent. J.* 2006;17 (1)

43. Meric, Gökçe. Ruyter I. Eystein. **Effect of thermal cycling on composites reinforced with two differently sized silica-fibers.** Dental materials (2007) 23 1157-1163
44. Amano, A Yamamoto, K Tsubota, A Rikuta **Effect of thermal cycling on enamel bond strength of Single-step Self-etch systems.** Operative Dentistry, 2006, 31-5, 616-622