



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**ESTUDIO COMPARATIVO DE DOS SISTEMAS ADHESIVOS
DE QUINTA Y SÉPTIMA GENERACIÓN: CONTRACCIÓN POR
POLIMERIZACIÓN, MICROFILTRACIÓN, SOLUBILIDAD Y
SORCIÓN ACUOSA**

TESIS

TRABAJO TERMINAL ESCRITO DEL PROGRAMA DE TITULACIÓN POR ALTO PROMEDIO

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

SOFÍA RÍOS VILLAVICENCIO

TUTOR: DR. CARLOS ANDRÉS ÁLVAREZ GAYOSSO

ASESORA: DRA. MARIANA LATORRE GARCÍA



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Dedicatoria

A mi abuelito **Jorge Ríos Escorza** que ya no se encuentra a mi lado por ser una de las personas más importantes en mi vida, por su amor y apoyo incondicional y por hacerme ver que el valor real de una persona está en su interior, en su sencillez y en su sinceridad.

Te quiero mucho donde quiera que estés, siempre estás en mi mente.

Agradecimientos

A Dios por darme la vida y permitirme llegar a éste momento.

A la UNAM por dejarme ser parte de su comunidad y por todo lo que dejó en mí.

A mis papás que sin duda son las personas más importantes en mi vida, gracias por su cariño.

A mi papá por ser un ejemplo de admiración total así como por su apoyo incondicional y por su infinito amor, gracias por ser el mejor padre que alguien puede tener, te admiro muchísimo y espero te sientas orgulloso de mi tanto como yo lo estoy de ti, te quiero mucho.

A mi mamá por ser un apoyo incondicional y por su infinito amor, gracias por ser la mejor madre del mundo y por hacerme saber que siempre cuento contigo, te quiero mucho.

A Rodrigo por apoyarme en todo momento en la realización de este trabajo y por su amor, gracias por tu disposición y por estar junto a mí siempre, ich liebe dich sehr, nicht vergessen, dass ohne dich ist alles doof. PTLV.

A mis abuelitas Bertha y Leonor por su amor incondicional las quiero mucho.

A mi tío Jorge por su apoyo durante la carrera gracias por apoyarme siempre que lo necesité.

A mi tía Silvia por ayudarme en todo momento y por hacerme ver lo bello de la Odontología, sin ti no hubiera escogido esta carrera.

A la Dra. Mariana Latorre García por ser más que una tutora para mí, gracias por todo lo que me enseñaste, dentro y fuera de la escuela, por tu tiempo y tu amistad incondicional te admiro y te quiero mucho.

Al Dr. Carlos Andrés Álvarez Gayosso infinitas gracias por su paciencia y enseñanzas, sin usted este trabajo no podría haber sido realizado.

Al Dr. Federico Humberto Barceló por su apoyo en la realización del servicio social.

A la Dra. Tere por ayudarme y enseñarme en el Laboratorio de Materiales Dentales de DePeI.

Al Dr. Carlos Morales por su apoyo en la realización del servicio social.

A todos mis amigos de la periférica los quiero mucho y en especial a Jesica te quiero mucho amiga.

ÍNDICE

1.0 RESUMEN.....	1
2.0 INTRODUCCIÓN.....	2
3.0 MARCO TEÓRICO.....	3
3.1 TEJIDOS DENTINARIOS.....	3
3.1.1 Esmalte.....	3
3.1.2 Dentina.....	7
3.2 ADHESIÓN.....	10
3.2. 1 Unión mecánica.....	10
3.2.2 Adhesión química o específica.....	11
3.2.3 Factores que intervienen en la adhesión.....	11
3.2.4 Factores a considerar en la adhesión a la estructura dental.....	14
3.2.5 Adhesión a Esmalte.....	15
3.2.6 Adhesión a Dentina.....	15
3.3 POLIMERIZACIÓN.....	16
3.3.1 Medios de Polimerización.....	20
3.3.2 Factores que influyen en la polimerización.....	21
3.3.2.1 Grado de conversión.....	21
3.4 ADHESIVOS DENTALES.....	22
3.4.1 Definición.....	22
3.4.2 Mecanismo de adhesión.....	22
3.4.3 Técnica de grabado ácido.....	24
3.4.4 Requisitos de un adhesivo ideal.....	26
3.4.5 Clasificación.....	26
3.4.5.1 Según su mecanismo de polimerización.....	26
3.4.5.2 Según el solvente.....	27
3.4.5.3 Según la cronología.....	29

3.5 RESINAS COMPUESTAS.....	31
3.5.1 Definición.....	31
3.5.2 Composición.....	32
3.5.2.1 Matriz orgánica.....	32
3.5.2.2 Material de relleno.....	32
3.5.2.3 Agentes de unión.....	33
3.5.3 Clasificación.....	33
3.5.3.1 Resinas compuestas tradicionales.....	33
3.5.3.2 Resinas compuestas de partícula pequeña.....	34
3.5.3.3 Resinas compuestas de microrelleno.....	35
3.5.3.4 Resinas compuestas híbridas.....	35
3.5.3.5 Resinas compuestas de nanorelleno.....	36
3.5.4 Propiedades de las resinas compuestas.....	37
3.5.4.1 Propiedades físicas y mecánicas.....	37
4.0 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	43
5.0 JUSTIFICACIÓN.....	43
6.0 HIPÓTESIS.....	44
6.1 Hipótesis de trabajo.....	44
6.2 Hipótesis nula.....	44
7.0 OBJETIVOS.....	44
7.1 Objetivo general.....	44
7.2 Objetivos específicos.....	44
8.0 MATERIALES Y MÉTODOS.....	45
8.1 Tipo de estudio.....	45
8.2 Variables.....	45
8.2.1 Variables dependientes.....	45
8.2.2 Variables independientes.....	45
8.3 Criterios de selección.....	45
8.3.1 Criterios de inclusión.....	45
8.3.2 Criterios de exclusión.....	46

8.4 Población de estudio	46
8.5 Diseño experimental.....	46
8.6 Metodología.....	46
8.6.1 Material y equipo.....	46
8.6.2 Método.....	48
9.0 RESULTADOS.....	64
10.0 DISCUSIÓN.....	67
11.0 CONCLUSIONES.....	74
12.0 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	75

1.0 RESUMEN

A lo largo del tiempo los materiales de restauración han ido evolucionando conforme a la necesidad y demanda del campo odontológico.

Las resinas compuestas y los sistemas adhesivos son el ejemplo perfecto del progreso que ha tenido el campo odontológico para lograr restaurar dientes estéticamente. Es importante valorar mediante estudios científicos las propiedades físicas y mecánicas de los sistemas adhesivos para tener un conocimiento más amplio y fidedigno que permita al cirujano dentista elegir el material que cumpla mejor con sus necesidades.

Objetivo Comparar los valores de contracción por polimerización, microfiltración, solubilidad y sorción acuosa de dos sistemas adhesivos de quinta generación (Excite, Ivoclar Vivadent) y de séptima generación (Adhese One Ivoclar Vivadent). **Método**

Para la prueba de contracción por polimerización se realizaron 10 muestras de cada sistema adhesivo que se llevaron a un transductor de desplazamiento LVDT en el que se midió la contracción del adhesivo. Para la prueba de microfiltración se utilizaron 15 dientes por sistema adhesivo, éstos se montaron enacrílico, se les realizó una cavidad y se obturaron siguiendo las instrucciones del fabricante con una resina compuesta (Tetric Ceram, Ivoclar Vivadent). Las muestras fueron termocicladas, colocadas en azul de metileno al 2 % y cortadas para analizarlas con microscopio. Para las pruebas de solubilidad y sorción acuosa se realizaron 10 muestras de cada sistema adhesivo que fueron pesadas diariamente hasta obtener un peso estable y posteriormente se colocaron en agua bidestilada durante una semana para pesar nuevamente hasta su estabilidad. **Resultados** Excite presentó valores mayores de contracción por polimerización en comparación con Adhese One. En las pruebas de microfiltración, solubilidad y sorción acuosa Excite presentó valores menores que Adhese One.

Conclusiones Es importante conocer los componentes de los sistemas adhesivos, para poder conocer e incluso predecir su comportamiento y por consiguiente su respuesta clínica.

2.0 INTRODUCCIÓN

A lo largo del tiempo los materiales de restauración han ido evolucionando conforme a la necesidad y demanda del campo odontológico.

La estética mezclada con la durabilidad y eficacia son algunas de las principales preocupaciones del cirujano dentista, es por eso que la ciencia se ha encargado de crear nuevos y mejores materiales de restauración.

Las resinas compuestas y los sistemas adhesivos son el ejemplo perfecto del progreso que ha tenido el campo odontológico para lograr restaurar dientes estéticamente.

Los sistemas adhesivos surgieron a partir del desarrollo de Michael G. Buonocore quien logró unir la resina al diente empleando un sistema de grabado ácido que formó microporosidades en la estructura dentaria, que sirvieron como anclaje.

Un sistema adhesivo está formado por una molécula bifuncional formada por un extremo hidrofílico que se encarga de preparar a la dentina (malla colágena) y por otro extremo hidrofóbico que se encarga de unir al adhesivo con el material de restauración. Por lo tanto, la adhesión se logra por medio de una retención mecánica y una retención química.

Los sistemas de adhesivos han evolucionado de tal forma que los tratamientos clínicos en la actualidad se han simplificado en gran medida. Es por eso que es importante valorar mediante estudios científicos las propiedades físicas y mecánicas de los sistemas adhesivos para tener un conocimiento más amplio y fidedigno que permita al cirujano dentista elegir el material que brinda mayores beneficios.

3.0 MARCO TEÓRICO

3.1 TEJIDOS DENTARIOS

3.1.1 Esmalte

El esmalte es también llamado tejido adamantino y cubre en forma de casquete a la dentina en su porción coronaria, ofreciendo protección al tejido conectivo subyacente integrado por el isosistema dentino-pulpar (Figura 1). Éste se deriva embriológicamente del órgano del esmalte, que se origina de una proliferación localizada del epitelio bucal. Es el tejido más duro de todo el organismo; la dureza del esmalte radica en su alto porcentaje de matriz inorgánica (95%) y su bajo porcentaje de matriz orgánica (0.36-2%).¹

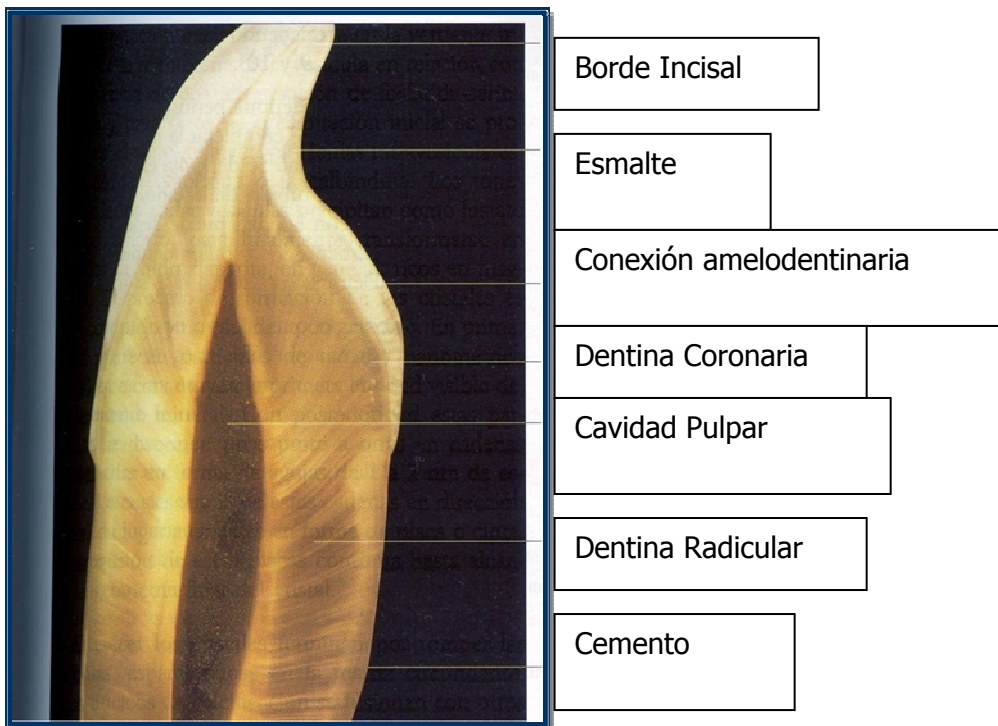


Figura 1. Estructuras dentales

La matriz inorgánica del esmalte está formada por cristales de hidroxiapatita, los cuales están constituidos por fosfato de calcio, se hallan densamente empaquetados y de mayor tamaño en comparación con otros tejidos mineralizados, son solubles en los ácidos.

La matriz orgánica del esmalte es de naturaleza proteica y constituye un complejo sistema de multiagregados polipeptídicos; algunas proteínas que se encuentran en la matriz orgánica son: amelogeninas, enamelinas, ameloblastinas, tuftelina, parvalbúmina. También cuenta con un agregado de polisacáridos y en su composición química no se encuentra colágeno.

Los ameloblastos, después de formar el esmalte, involucionan y desaparecen durante la erupción dentaria por un mecanismo de apoptosis, por lo tanto, no hay crecimiento ni aposición de esmalte después de la erupción, es decir no tiene poder regenerativo, aunque sí puede remineralizarse. De este modo, se puede decir que el esmalte es una estructura acelular, avascular y sin inervación.¹

El esmalte presenta su mínimo espesor a nivel de la unión amelocementaria, también es muy delgado en los surcos intercuspidos y las fosas, en donde en algunas ocasiones incluso, puede faltar. Su espesor máximo es de 2 a 3 mm y se presenta en las cúspides de molares y premolares, en el borde incisal de incisivos y en canino superior.

Propiedades físicas del esmalte

- **Dureza:** Corresponde a cinco en la escala de Mohs y equivale a la apatita; los valores promedio de su dureza son 3.1 y 4.7 GPa; la dureza del esmalte está en relación directa con el grado de mineralización.

Algunos autores, utilizando técnicas de nanoindentación asociadas a la microscopía de fuerza atómica, encuentran diferencias en los valores medios de dureza al medir los prismas en dirección paralela (3.9 ± 0.3 GPa) o en dirección perpendicular (3.3 ± 0.3 GPa); las variaciones observadas en la microdureza del esmalte están dadas por la diferente orientación y cantidad de cristales en las distintas zonas del prisma.¹

- **Elasticidad:** Es escasa porque ésta depende de la cantidad de agua y matriz orgánica. El esmalte es, por lo tanto, un tejido frágil con tendencia a la fractura cuando no tiene apoyo dentinario. Los valores medios de módulo elástico o de Young son de 87.5 ± 2.2 y 72.7 ± 4.5 GPa; la elasticidad es mayor en la zona del cuello y vaina de los prismas.
- **Color y transparencia:** 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. A mayor mineralización, mayor translucidez.
- **Permeabilidad:** Es escasamente permeable, sin embargo según estudios realizados con marcadores radioactivos o radioisótopos, el esmalte puede actuar como una membrana semipermeable, por lo que permite la difusión de agua y de algunos iones presentes en el medio bucal. Además, el esmalte posee la propiedad de captar continuamente ciertos iones o moléculas existentes en la saliva (remineralización).
- **Radiopacidad:** Es el órgano más radiopaco del cuerpo humano por su grado de mineralización.²

Histología del esmalte

La unidad estructural básica del esmalte son los prismas, los cuales están compuestos por cristales de hidroxiapatita. El conjunto de prismas del esmalte forman el esmalte prismático, en la periferia de la corona y en la unión amelodentinaria está el esmalte aprismático.

- **Esmalte prismático:** Los prismas del esmalte son estructuras longitudinales de $4 \mu\text{m}$ de espesor promedio, éstos van desde la unión amelodentinaria hasta la superficie del esmalte. El diámetro de los prismas es de 4 a $10 \mu\text{m}$; es menor en el punto de origen y aumenta a medida que se acerca a la superficie. El número de prismas varía entre 5 y 12 millones. Si se estudia la morfología de los prismas con el microscopio óptico se puede encontrar en cortes longitudinales que se observan como bandas delgadas y en cortes transversales los prismas se observan como secciones irregularmente hexagonales, ovoides o simulando escamas de pescado.¹

Si se estudia la morfología de los prismas con el microscopio electrónico de barrido en cortes longitudinales, se observan como bastones irregularmente paralelos y en cortes transversales los prismas tienen forma de ojo de cerradura de llave antigua. De esta manera, los prismas tienen dos regiones, una cabeza y una cola. La cabeza es de contorno irregularmente circular u ovoide y su diámetro es de 5 μm , la cola es más delgada y se localiza por debajo de ésta; la distancia que existe entre la parte media del borde convexo de la cabeza hasta la cola es de 9 μm de longitud. Las cabezas de los prismas se encuentran ubicadas entre las colas de los prismas subyacentes, este sistema de engranaje de los prismas es lo que da mayor resistencia al esmalte. La matriz orgánica se localiza rodeando la cabeza y la cola de los prismas por una zona muy delgada de aproximadamente 50 a 100 nm. Bajo microscopio electrónico de transmisión se puede observar que la matriz orgánica (vainas de los prismas) aparece formando parte de un fino retículo tridimensional que asocia a los prismas entre sí (Figura 2).²

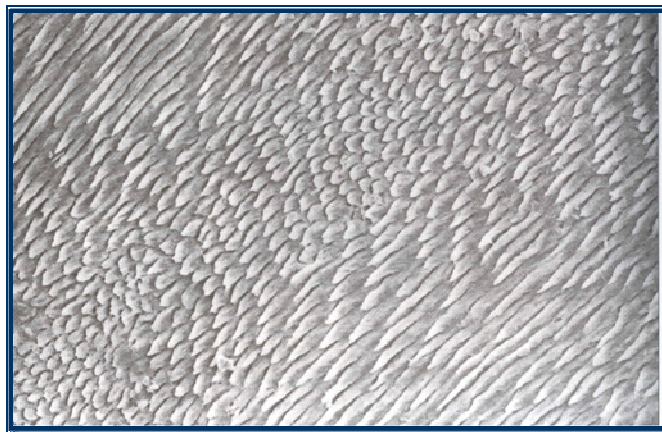


Figura 2. Prismas dispuestos longitudinalmente y secciones transversales de prismas observados con el MEB, 300x.

La orientación de los prismas depende de si el diente es permanente o deciduo. En la región cervical de los dientes deciduos, las hileras de los prismas son horizontales, mientras que en la región cuspídea las hileras son casi verticales, perpendiculares a la unión amelodentinaria.

En la región cervical de los dientes permanentes, las hileras de los prismas se inclinan hacia apical, mientras en la región cuspídea las hileras de prismas presentan la misma orientación vertical que los dientes primarios.

Esmalte aprismático: Se encuentra en la superficie externa del esmalte prismático y tiene un espesor de 30 μm , éste se encuentra en todos los dientes primarios y en sólo un 70% de dientes permanentes, en éstos últimos se ubica generalmente en la zona cervical y en la zona de fisuras y, en menor medida, en las cúspides. Aquí los cristales de hidroxiapatita se disponen paralelos entre sí y perpendiculares a la superficie externa. El esmalte aprismático representa un inconveniente cuando se usa la técnica de grabado ácido, ya que no se logran crear microretenciones.¹

3.1.2 Dentina

Es el tejido mineralizado que ocupa el mayor volumen de la estructura dentaria, se encuentra cubierto por el esmalte en la zona coronaria y por el cemento en la zona radicular, en su interior delimita a la cámara pulpar que contiene la pulpa. Su espesor varía: en incisivos inferiores es mínimo de 1 a 1.5 mm, mientras que en caninos y molares es de 3 mm aproximadamente. Su espesor es mayor en la región incisal y cuspídea, además en dientes viejos su espesor es mayor que en dientes jóvenes, debido al crecimiento aposicional de la dentina.²

La dentina está conformada por una matriz mineralizada y los túbulos dentinarios que alojan a los procesos odontoblásticos, los cuales 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. Los odontoblastos se encuentran separados de la dentina mineralizada por la predentina, la cual es una zona de la matriz orgánica.¹

Propiedades físicas de la dentina

- **Color:** Es de color blanco amarillento y éste puede depender de:
 - El grado de mineralización: en dientes primarios es menor y, por lo tanto, los dientes se presentan con un tono azulado.
 - Vitalidad pulpar: cuando los dientes están desvitalizados tienden a ser grisáceos.
 - Edad: con la edad la dentina se torna amarillenta.

Pigmentos: pueden ser de origen endógeno o exógeno.

- **Translucidez:** Es menor que en el esmalte debido a que la dentina tiene menor grado de mineralización.
- **Dureza:** Depende del grado de mineralización, por lo que es mucho menor que la del esmalte, pero es mayor que la del hueso y el cemento. Los valores promedio de la microdureza de la dentina en dientes permanentes es entre 0.57 y 1.13 GPa.
- **Radiopacidad:** Depende del grado de mineralización, por lo que al igual que la dureza, es menor que en esmalte y mayor al hueso y el cemento.
- **Elasticidad:** Permite compensar la rigidez del esmalte, amortiguando las fuerzas de masticación. Los valores promedio del módulo elástico o de Young para la dentina están entre 17.6 y 22.9 GPa.
- **Permeabilidad:** Es más permeable que el esmalte por la presencia de los túbulos dentinarios. Hay dos tipos de transporte a través de los túbulos, uno es por difusión y el otro por presión de los fluidos intersticiales de la pulpa.^{1,2}

Composición química de la dentina

La dentina está formada en un 70% por matriz inorgánica, la cual está formada por cristales de hidroxiapatita, 18% de materia orgánica, formada principalmente por fibras de colágena, y finalmente un 12% de agua.

Histología de la dentina

- **Túbulos dentinarios:** Son estructuras cilíndricas delgadas que van de la pulpa a la unión amelodentinaria o cementodentinaria, su longitud promedio oscila entre 1.5 y 2 mm. La pared del túbulo está formada por dentina peritubular constituida por una matriz mineralizada con una estructura y una composición química característica.¹

Los túbulos llevan por dentro los procesos odontoblásticos y entre éstos y la pared del túbulo se encuentra el espacio periprocesal, el cual está ocupado por el fluido dentinal; este espacio permite que el fluido se difunda en forma bidireccional, utilizando la vía centrífuga para nutrir la periferia de la dentina y la centrípeta para transmitir estímulos a la región pulpar. Tanto los odontoblastos como el fluido dentinal brindan vitalidad a la dentina.

Hay muchos más túbulos por unidad de superficie en las zonas próximas a la pulpa, aproximadamente 45,000 a 65,000 por mm^2 , mientras que en las zonas más externas de la dentina el número de túbulos es de 15,000 a 20,000 por mm^2 . En la zona radicular el número de túbulos es de 24,000 por mm^2 en la zona cercana a la pulpa y de 12,000 por mm^2 en la periferia. El diámetro de los túbulos es más ancho en la zona cercana a la pulpa ($5\mu\text{m}$) y más angosto en la periferia ($1.7\mu\text{m}$). Sin embargo, se pueden encontrar también algunos túbulos gigantes con un diámetro de 5 a $50\mu\text{m}$ en la dentina coronaria en la zona de los cuernos pulpares (Figura 3).²

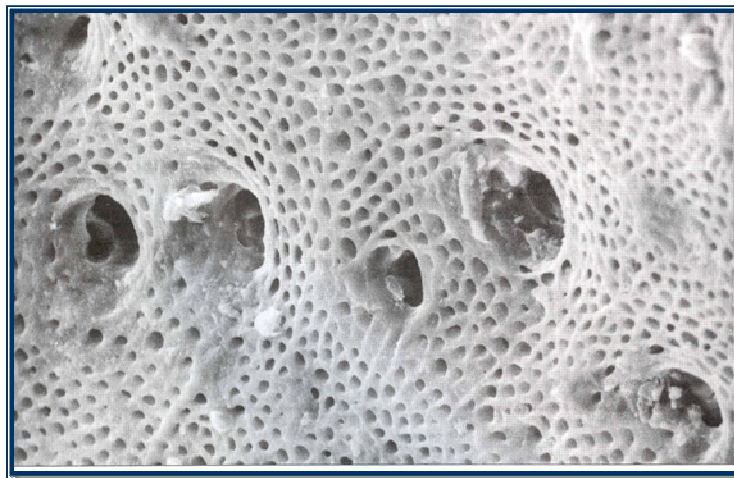


Figura 3. Túbulos dentinarios

- **Dentina intertubular:** Se distribuye entre las paredes de los túbulos y su componente básico son las fibras de colágeno, que forman una malla fibrilar en la cual se depositan los cristales de hidroxiapatita. La dureza que está cerca de la unión del cemento, esmalte, dentina CAD es de 0.51 ± 0.02 GPa y cerca de la pulpa es de 0.15 ± 0.03 GPa. Aquí pueden detectarse todos los componentes de la matriz orgánica (Figura 4).¹

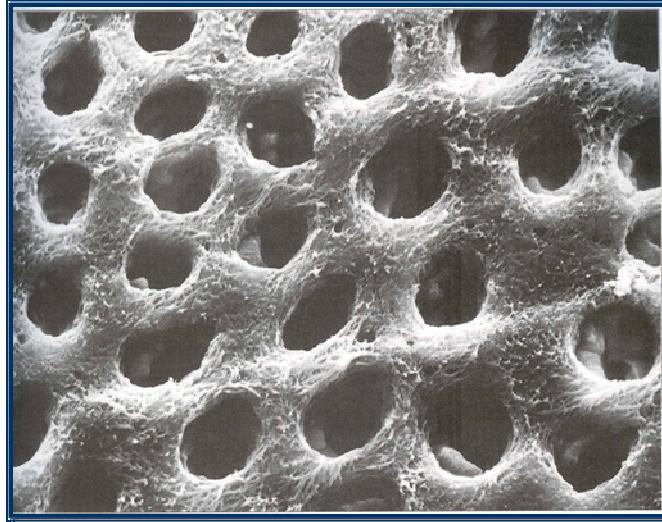


Figura 4. Túbulos dentinarios cortados transversalmente. Se observa dentina peritubular e intertubular. MEB, 3,000 x.

3.2 ADHESIÓN

➤ Definición

Es la atracción molecular o atómica entre dos superficies en contacto, fomentada por una fuerza de atracción interfacial entre dos moléculas o átomos de dos especies distintas. La adhesión puede ser mecánica, química o una mezcla de ambas.³

3.2.1 Unión mecánica

La unión mecánica se basa en la penetración de una fase sobre la superficie de otra fase.⁴ Esta unión incluye uniones microscópicas, como es el caso de resinas adheridas a esmalte grabado⁵ por medio de la penetración de adhesivos a través de irregularidades o grietas microscópicas. Una vez polimerizado el adhesivo, las numerosas proyecciones de éste embebidas en la superficie adherente proporcionan el anclaje para la unión mecánica. La técnica de grabado ácido es un ejemplo de cómo se puede lograr la unión entre un material dental y la estructura dentaria mediante técnicas mecánicas (Figura 5).³

3.2.2 Adhesión química o específica

La adhesión química o específica se da a través de la unión química de dos superficies.⁵ En esta adhesión se incluyen uniones a nivel atómico y molecular (Figura 5).⁴



a) Unión física b) Unión química c) Unión mecánica

Figura 5. Tipos de unión

3.2.3 Factores que intervienen en la adhesión

➤ Superficie de contacto

Es difícil forzar la unión de dos superficies sólidas; sin importar qué tan lisas puedan parecer, al observarse a escala atómica o molecular, suelen ser extremadamente rugosas. Como consecuencia, cuando dos superficies se ponen juntas sólo están en contacto los picos o asperezas. No se produce ningún tipo de adhesión perceptible, ya que estas zonas suelen constituir sólo un pequeño porcentaje de la superficie total. En general, la atracción es insignificante cuando las moléculas superficiales de las sustancias que se atraen están separadas por distancias superiores a 0.7 nm.³ (Figura 6)

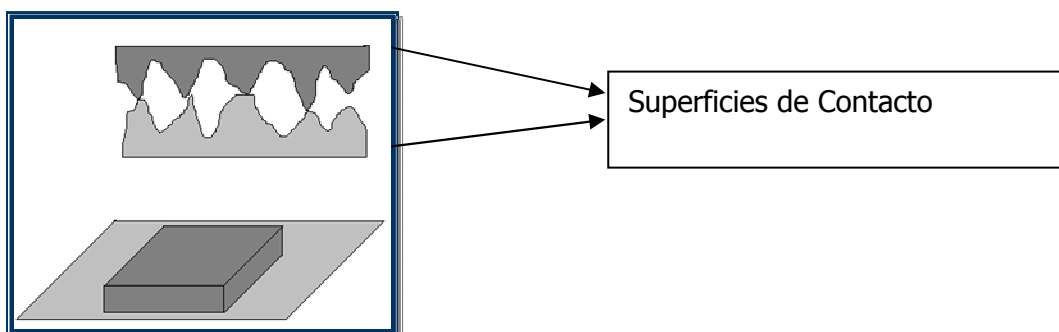


Figura 6. Superficie de contacto

➤ Adaptación

Cuando no se puede producir una atracción o adhesión entre dos superficies debido a que presentan irregularidades microscópicas, se puede emplear un fluido que se introduce en estas irregularidades para que haya más contacto entre una mayor parte de la superficie del sólido. Por ejemplo, si se coloca una superficie de vidrio pulido sobre otra y se presionan, éstas muestran poca tendencia a la adhesión, sin embargo, si se introduce una película de agua entre ellas, es bastante difícil separar las dos superficies.³ (Figura 7.)

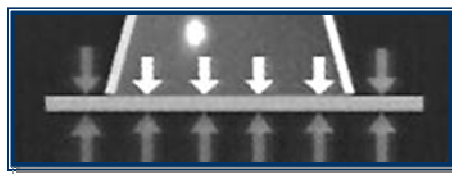


Figura 7. Adaptación de superficies.

➤ Energía superficial

Los átomos y moléculas en la superficie de líquidos y sólidos poseen más energía que aquellos en su interior. En el caso de los líquidos la energía se llama tensión superficial, lo que resulta en la superficie como una fuerza contráctil o tensión que causa que un líquido forme gotas y que muestre una resistencia a la penetración o extensión.⁵

La tensión superficial, se mide en términos de fuerza (Dinas) por centímetro de superficie de un líquido. En el caso del agua a 20° C, el valor es de 72.8 Dinas/cm. El valor de tensión superficial de las sustancias es influenciado por la temperatura y la pureza. Por lo general, el valor de la tensión superficial de las sustancias se reduce si se incrementa la temperatura.

En general, entre mayor sea la resistencia a la adhesión de una sustancia, mayor la energía superficial. La tensión superficial de los líquidos también se reduce con la presencia de impurezas, por ejemplo los detergentes o los ingredientes de los jabones, reducen la tensión superficial del agua. Los detergentes ayudan a reducir la tensión superficial y al mismo tiempo incrementa el mojado, lo cual es importante en numerosas aplicaciones dentales.⁴

Debido a que las uniones metálicas son más fuertes que las fuerzas de Van der Waals de los líquidos, los metales tienen mayor energía superficial. Las unidades de energía superficial son erg/cm^2 , pero la tensión superficial de los líquidos se expresa como un equivalente en unidades de dinas/cm . La energía superficial total de un sistema es el producto de la energía superficial de un material y su área total. Una alta energía superficial existe si un material es dividido finamente para proveer una gran área de superficie, especialmente si el material tiene una alta energía superficial por unidad de área.⁵ (Figura 8)

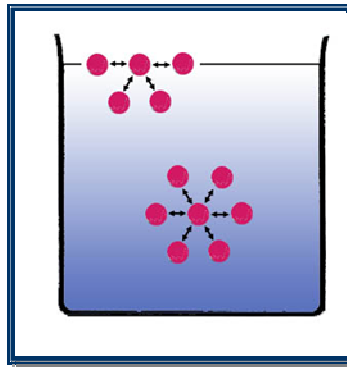


Figura 8. Tensión superficial

➤ **Humectación y ángulo de contacto**

El poder de mojado de un líquido se representa por la tendencia a esparcirse en una superficie sólida. Se define en términos del grado de mojado de una gota en una superficie sólida. Se puede aprender mucho del mojado de los líquidos sobre los sólidos si se mide el ángulo que se forma entre el líquido y la superficie sólida. El ángulo de contacto resulta de un balance entre la superficie y las energías interfaciales. La energía superficial de los líquidos se expresa en erg/cm^2 que es igual numéricamente a la tensión superficial en dinas/cm .⁴ El ángulo de contacto (θ) formado por la superficie de un líquido y la interfase que separa el líquido del sólido es usado como una medida del grado de mojado. Un ángulo de contacto de 0° indica un mojado completo, valores bajos corresponden a un buen mojado, valores mayores a 90° indican un mojado pobre, como en las sustancias hidrofóbicas. Un buen mojado promueve la penetración capilar y la adhesión, además indica la presencia de fuerzas de atracción entre el líquido y las moléculas de la superficie sólida.⁵

A mayor tendencia de mojado, menor el ángulo de contacto, hasta que se dé un mojado completo y el valor del ángulo sea cero (Figura 9).⁴

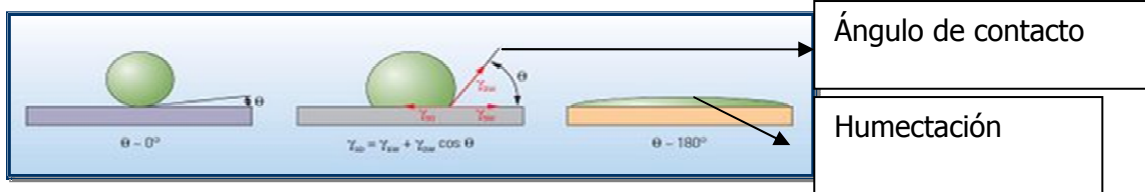


Figura 9. Humectación y ángulo de contacto formados por diversos líquidos de diferente densidad sobre un sólido

El ángulo de contacto del esmalte grabado y de selladores de fosetas y fisuras es de 0°.⁵

3.2.4 Factores a considerar en la adhesión a la estructura dental

➤ Limpieza

La superficie que se va a unir debe estar limpia y libre de contaminación (Figura 10).⁵

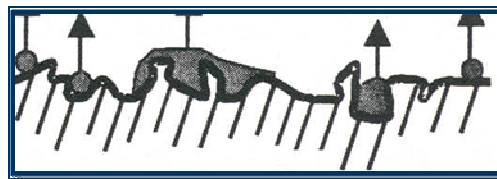


Figura 10. Buen adherente

➤ Penetración de la superficie

Los líquidos adhesivos deben penetrar en espacios creados por el grabado ácido de esmalte y dentina (Figura 11).⁵

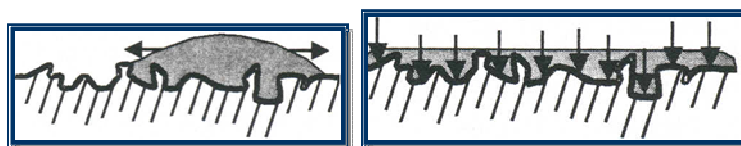


Figura 11. a) Buena humectación b) Íntima adaptación

➤ **Contracción del adhesivo**

Los adhesivos solidifican por evaporación del solvente y polimerización, esto produce contracción. La contracción se presenta hacia el centro de la masa del adhesivo (Figura 12).⁵



Figura 12. Adhesivo polimerizado adecuadamente

➤ **Esfuerzo térmico**

Si el adhesivo y el sustrato tienen diferente coeficiente de expansión, los cambios en la temperatura pueden causar tensión en la adhesión.⁵

3.2.5 Adhesión a esmalte

Las resinas no se adhieren químicamente al esmalte, por lo tanto si éste se trata con ácido fosfórico del 35% al 50%, se presenta una desmineralización selectiva, dejando la superficie del esmalte con un área mayor y por lo tanto, una mayor energía superficial, permitiendo un mojado eficaz por parte de la resina hidrofóbica, que penetra formando tags y provee una fuerza de adhesión a través de la retención mecánica antes formada. Si la superficie grabada se contamina, se afecta la estabilidad y duración de la adhesión. La técnica de grabado ácido produce una resistencia de unión de 20 a 22 MPa.^{5,6}

3.2.6 Adhesión a dentina

Al grabar la dentina se abren los túbulos dentinarios. El número de túbulos depende de la zona del diente, por ejemplo sólo 4% de la superficie dentinaria cerca de la unión amelodentinaria contiene túbulos en comparación con la zona cerca de la pulpa, donde los túbulos se encuentran más juntos entre sí, 30% de la superficie dentinaria contiene túbulos en esta zona. La presencia de agua y el material orgánico de la dentina disminuyen la energía superficial de ésta y hacen que la unión de los adhesivos sea casi imposible. Al realizar una cavidad se crea el barrillo dentinario y éste impide que exista una unión adecuada con el adhesivo, por lo que es necesario grabar el diente

con ácido fosfórico al 37% durante 15 segundos para lograr que los túbulos queden permeables.⁷ La dentina se descalcifica a una profundidad aproximada de 5µm.⁵ Los adhesivos están formados por una molécula bifuncional, la cual va a tener una parte hidrofílica que es el primer (HEMA (2-hidroxiethyl metacrilato), 4 META (4-metiloxietiltrimelítico) y glutaraldeído), y se encarga de estabilizar la red de colágena y descalcificar la dentina intertubular para facilitar la penetración de la otra parte del adhesivo, la hidrofóbica que es el bonding (bis-GMA(bisfenol A diglicidil metacrilato) o UDMA (dimetacrilato de uretano)), el cual se une a la resina.^{5,7} La interfase resina-dentina presenta una resistencia de adhesión de 22 a 35 MPa.

Existen dos tipos principales de acondicionadores: ácidos fuertes tales como el ácido fosfórico y cítrico que atacan la dentina y el barrillo dentinario (smear layer), haciendo permeables los túbulos dentinarios, otros ácidos como el maléico al 10% se usan para disolver el tejido orgánico e inorgánico pero éstos son menos agresivos.

Por otro lado, el segundo tipo de acondicionador está formado por ácidos débiles como el poli (ácido acrílico), que sirven para disolver el barrillo dentinario sin desmineralizar la dentina. La capa de resina que penetra forma la capa híbrida y se extiende a una profundidad de 1 a 5 µm. Si existe una capa de dentina descalcificada por debajo de la capa híbrida, debilita la adhesión, debido a que en esa zona la resina estaría ausente. Esto se puede evitar limitando la profundidad de la zona de grabado al reducir los tiempos de grabado y la concentración de los ácidos. Secar excesivamente la dentina antes de la aplicación del primer no es bueno porque provoca que se colapsen las fibras de colágena y se reduce la difusión del primer.^{5,6}

3.3 POLIMERIZACIÓN

➤ Definición

La polimerización es una reacción química en la cual monómeros de bajo peso molecular se convierten en polímeros de alto peso molecular.

- **Polímero:** Es un compuesto químico que consta de grandes moléculas orgánicas formadas por la unión de muchas unidades de monómeros más pequeñas que se repiten.

- Oligómero: Es una molécula orgánica con peso molecular moderado, formado por dos o más moléculas orgánicas.⁸ Los oligómeros tienen en común dobles enlaces en cada final de la molécula, lo que les permite tener una polimerización por adición en presencia de radicales libres.⁵
- Monómero: Es un compuesto químico capaz de reaccionar para formar un polímero.
- Radical libre: Es un átomo o grupo de átomos con un electrón impar que se utiliza para iniciar la polimerización.³

Existen diversos tipos de polimerización:

- **Polimerización por adición:** Comienza a partir de un centro activo, añadiendo un monómero cada vez hasta formar rápidamente una cadena. La polimerización por adición puede producir moléculas gigantes de tamaño casi ilimitado. Durante esta polimerización las moléculas se forman a partir de monómeros, sin cambio en la composición, ya que el monómero y el polímero tienen las mismas fórmulas empíricas.³
- **Polimerización por condensación:** Las reacciones que produce se pueden dar a partir de cualquier reacción química en la que intervengan dos o más moléculas que produzcan una estructura simple, no macromolecular. El primer compuesto reacciona y en ocasiones forma subproductos, como el agua, alcohol, ácidos halógenos o amoníaco. En la polimerización por condensación se obtiene una cadena lineal de unidades monoméricas que se repiten. En cada paso de la reacción se forma un nuevo compuesto bifuncional o trifuncional con mayor peso molecular. A medida que continúa la reacción, se forman cadenas cada vez más largas hasta que por último, la reacción contiene una mezcla de cadenas de polímeros con masas molares mayores. La polimerización por condensación es lenta, éste proceso tiende a detenerse antes de que la cadena haya alcanzado un tamaño realmente grande, ya que a medida que las cadenas crecen se vuelven menos móviles y menos numerosas.³

- **Copolimerización:** Es una reacción de polimerización en la cual se pueden combinar dos o más monómeros diferentes desde el punto de vista químico, cada uno de ellos con alguna propiedad destacable, con el fin de producir propiedades físicas específicas de un polímero, el cual se denominará copolímero.³

Etapas de la polimerización:

- **Iniciación:** Para que comience el proceso de polimerización por adición se necesita una fuente de radicales libres, éstos se pueden generar por activación de las moléculas mediante una sustancia química, calor, luz visible o UV o por transferencia de energía de otro compuesto que actúa como radical libre. Uno de los requisitos que debe reunir también para que se lleve a cabo la polimerización es la presencia de dobles enlaces y radicales libres. Cuando el radical libre y su electrón impar se acercan a un monómero con un enlace doble con alta densidad de electrones, se extrae un electrón y se empareja con el electrón impar de otro radical libre para formar un enlace entre el radical y la molécula del monómero, dejando libre al otro electrón del enlace doble. Por lo tanto, el radical libre original se enlaza en un lado a la molécula de monómero y forma un nuevo lugar de un radical libre en el otro extremo (Figura 13).³

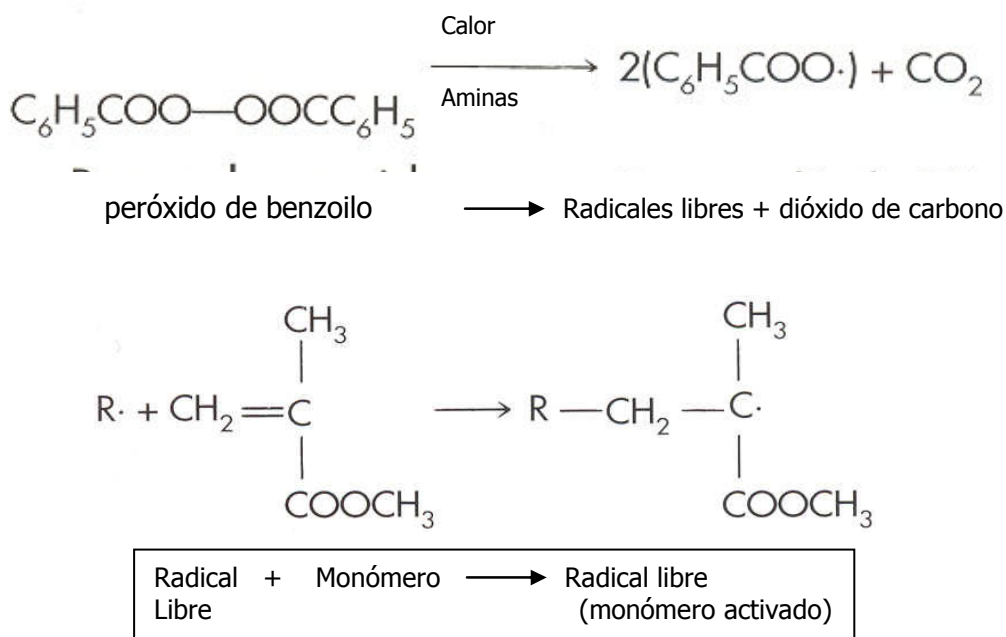
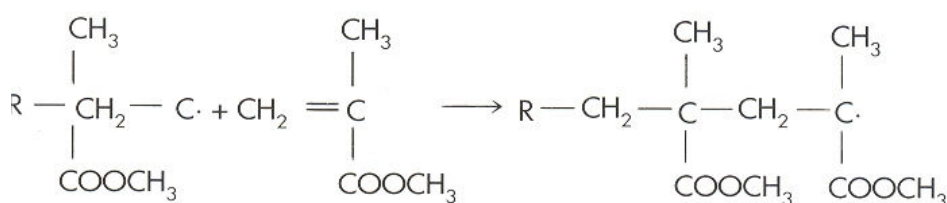


Figura 13. Iniciación

- **Propagación:** Cuando se aproxima otro monómero para formar un dímero, el complejo de monómero-radical libre resultante actúa como un nuevo centro de radicales libres. El dímero también se convierte en un radical libre. El proceso de polimerización continúa a través de la propagación del centro reactivo. Se requiere muy poca energía una vez que la cadena comienza a crecer, por lo que el proceso continúa al ir aumentando el calor y da lugar a la formación de grandes moléculas de polímeros en pocos segundos. En teoría, las reacciones en cadena deberían continuar hasta que el monómero se haya convertido en un polímero, sin embargo la reacción de polimerización nunca se completa del todo (Figura 14).³



Radical libre de polímero + Monómero \longrightarrow Crecimiento de cadena

Figura 14. Propagación de la cadena

- **Transferencia de cadena:** En este proceso se transfiere el radical libre activo de una cadena en crecimiento a otra molécula y se crea un nuevo radical libre que crecerá más adelante. Por ejemplo, la molécula de un monómero puede activarse mediante una macromolécula en crecimiento, de tal manera que la terminación se produce en la última, por tanto se forma un nuevo núcleo, que también crecerá. Del mismo modo, una cadena ya casi terminada puede reactivarse mediante una transferencia de cadena y seguirá creciendo.³
- **Terminación:** A pesar de que la terminación de una cadena puede ser el resultado de la transferencia de cadena, las reacciones de terminación adicionales concluyen, con más frecuencia, al emparejar directamente los extremos de dos cadenas con radicales libres o al intercambiar un átomo de hidrógeno entre una cadena en crecimiento y otra. La terminación por

acoplamiento directo se puede representar mediante la reacción de adición de etileno. Partiendo de la reacción de propagación, si una cadena en crecimiento con m unidades monoméricas se encuentra con otra cadena en crecimiento con n unidades, ambas moléculas se combinan y se desactivan mediante la formación de un enlace covalente (Figura 15).³

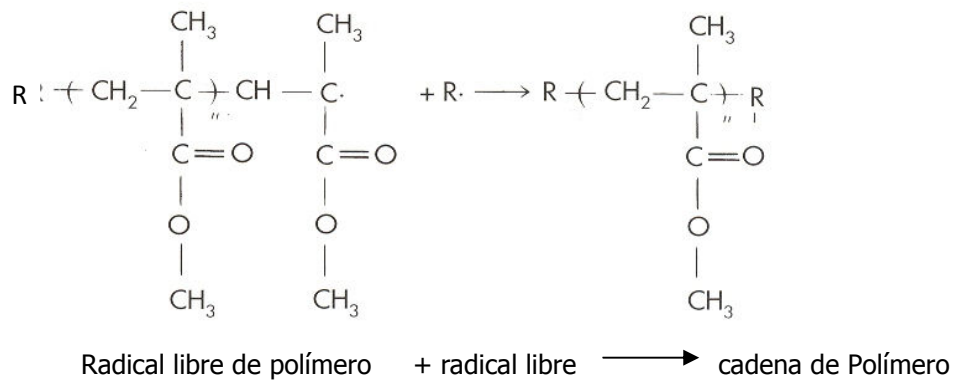


Figura 15. Terminación

3.3.1 Medios de Polimerización

➤ Activación química

La quimiopolimerización o autopolimerización se da por medio de un iniciador como es un peróxido orgánico, el cual va a reaccionar con un acelerador o catalizador que es una amina terciaria aromática. Cuando esto sucede, se producen radicales libres que atacan los enlaces dobles de la molécula del oligómero y comienza el proceso de polimerización. Algunos estudios han demostrado que aún después de 24 horas de polimerización, ésta se encuentra incompleta y de un 25 a un 45% de los enlaces dobles están aún sin reaccionar.⁵ Algunos de los problemas que se presentan en la quimiopolimerización son la incorporación de aire al momento de realizar la mezcla, no se tiene control sobre el tiempo de trabajo una vez que se mezclaron las pastas y finalmente la colocación y el modelado de la resina debe ser rápido.³

➤ **Activación por luz**

La fotopolimerización se lleva a cabo con un iniciador que es una molécula de canforoquinona, la cual es un agente fotosensible que absorbe la luz azul con una longitud de onda entre 400 y 500 nm y un acelerador que es una amina alifática, se producen radicales libres y comienza la polimerización. La fotopolimerización depende de la intensidad y penetración de la luz, aproximadamente 75% de la polimerización se completa 10 minutos después de haber colocado la luz, la polimerización continúa durante al menos 24 horas; en este momento un 30% de los dobles enlaces sigue sin reaccionar.^{5,9} Algunas desventajas de las resinas fotopolimerizables es que se requiere de mayor tiempo de trabajo en cavidades grandes ya que ésta se debe colocar en capas no mayores a 2 mm en forma oblicua hasta completar la cavidad, esto se hace para reducir la contracción por polimerización; otra de las desventajas es que requieren de equipos especiales como son las lámparas lo cual tiene un costo adicional.³

3.3.2 Factores que influyen en la polimerización

3.3.2.1 Grado de conversión

Es la medida del porcentaje de enlaces dobles de carbono-carbono que se convierten en sencillos cuando se forma el polímero. A medida que aumenta el grado de conversión aumenta la dureza, la resistencia al desgaste y otras propiedades esenciales para las características de la resina. Una conversión de 50 a 60%, típica en las resinas compuestas con una alta densidad de entrecruzamiento de la resina bis-GMA, implica que han polimerizado entre el 50 y el 60% de los grupos metacrilato. La conversión del monómero a polímero depende de varios factores como son la composición de la resina, la transmisión de la luz a través del material y la concentración del iniciador e inhibidor.³

El grado de conversión total no varía entre las resinas compuestas químico y fotopolimerizables que contienen la misma formulación de monómero, siempre y cuando se haga una buena técnica de polimerización. En ambos sistemas y a temperatura ambiente los valores de conversión que se alcanzan son de 50 a 70%.³

La opción de activador/iniciador determina el rango y el grado de conversión y consecuentemente la estructura y la densidad del polímero.¹⁰

3.4 ADHESIVOS DENTALES

3.4.1 Definición

Los adhesivos dentales o sistemas adhesivos se desarrollaron con el fin de mejorar la humectación y la adaptación de la resina compuesta a la superficie grabada de esmalte y dentina.³ Una adhesión adecuada puede resistir fuerzas causadas por la polimerización o por la masticación. Los sistemas de adhesión pueden presentarse fotopolimerizables, duales, en sistemas de multibotella, una sola botella o autograbantes.⁸ La composición de los adhesivos generalmente era en esencia, una disolución de la matriz de resina en monómeros que reducen la viscosidad y mejoran la humectación. Tradicionalmente, los adhesivos se crean combinando diferentes dimetacrilatos como el bis-GMA y TEGDMA para brindarle a éstos una viscosidad adecuada.

La adhesión se puede ver afectada por tensión, por diferentes coeficientes de expansión térmicos y cambios dimensionales durante la colocación del adhesivo.⁴

3.4.2 Mecanismo de adhesión

Un sistema de adhesión se compone de tres elementos: ácido grabador, primer y bonding.

*Ácido grabador: El ácido que ha demostrado tener los mejores patrones de grabado es el ácido fosfórico al 37% en solución o gel. Los ácidos grabadores también se conocen como acondicionadores. Originalmente, los ácidos grabadores eran de consistencia más fluida lo cual dificultaba su manipulación. Las presentaciones en gel se desarrollaron mediante la adición de pequeñas cantidades de microrelleno o agentes espesantes como celulosa. Estos agentes fluyen por tixotropismo pero no por su propio peso.^{4,11}

*Primer: Son monómeros hidrofílicos que se encuentran generalmente en un solvente, como son los monometacrilatos. Los primers ácidos que contienen grupos de ácido

carboxílico se emplean en sistemas adhesivos autograbantes como son los monometacrilatos ácidos. Los solventes empleados en primers son acetona, etanol – agua y agua. Algunos agentes adhesivos de cuarta y quinta generación son libres de solvente. Por lo tanto, los primers tienen diferentes índices de evaporación, patrones de secado y características de penetración.^{4,11}

*Bonding: Son generalmente hidrofóbicos. Son oligómeros dimetacrilatos que son compatibles con monómeros empleados en primers y resinas compuestas como es el HEMA. Estos oligómeros se encuentran diluidos con monómeros de bajo peso molecular.^{4,11}

Muchos sistemas adhesivos contienen un monómero multifuncional (primer-bonding) con un grupo hidrofílico que ayuda a la penetración y mojado de la dentina y un grupo hidrofóbico que se une a la resina. El primer y el bonding contienen un solvente como acetona, alcohol o agua.⁸

La dentina presenta mayores obstáculos durante la adhesión que el esmalte ya que es un tejido vivo; sin embargo, los túbulos que presenta la dentina sirven para mejorar la retención mecánica. Un avance importante en la adhesión a dentina se dio cuando Fusayama y cols. en el libro de Anusavice³ en 1979 emplearon el ácido fosfórico al 37% para grabar el esmalte y la dentina y con esto se aumentó la retención de la restauración de manera significativa. Un siguiente estudio realizado por Nakabayashi y cols. en el artículo de Van Landuyt¹¹ en 1982 demostraron que las resinas hidrofílicas se mezclaban con las fibras de colágeno de la dentina desmineralizada creando la capa híbrida la cual está compuesta por dentina mezclada con resina. Sin embargo, no fue sino hasta los años noventa que el grabado de dentina fue aceptado.^{3,11}

El grabado ácido ayuda a tener una buena humectación y penetración, además elimina la capa de barrillo dentinario (smear layer) y se descalcifican los túbulos dentinarios en una profundidad de 1 a 5 μm . Los agentes de adhesión humectan la colágena y se forma la capa híbrida, ésta provee una retención micromecánica con la dentina. Después de la aplicación del adhesivo se requiere insuflar aire para evaporar el solvente, luego se debe polimerizar el adhesivo de forma independiente a la resina para disminuir la contracción producida por la polimerización.^{8,11}

3.4.3 Técnica de grabado ácido

En 1955 Michael Buonocore grabó el esmalte con ácidos y colocó acrílico sobre las microretenciones creadas por los ácidos, con esto los monómeros de resina acrílica mojaban la superficie grabada, se introducían en las microretenciones del esmalte grabado y se creaban prolongaciones de resina.^{6,3}

Esta técnica permite eliminar la placa bacteriana y descalcificar el esmalte a una profundidad de $\pm 10 \mu$, lo cual facilita la adhesión de materiales de restauración como son las resinas y los adhesivos.¹ Además producen una resistencia de adhesión de 20 a 22 MPa. Este procedimiento incrementa la vida de las restauraciones de resina compuesta, haciendo que sea menor la microfiltración y, por lo tanto, menor el riesgo de caries secundaria, sensibilidad posoperatoria, así como la realización de cavidades conservadoras.⁵

El agente grabador de elección es el ácido fosfórico a una concentración entre 30% y 50%, aunque normalmente se emplea al 37%. La presentación del ácido grabador es normalmente en gel y esto se logra con la adición de sílice coloidal o perlas de polímero al ácido. Para su aplicación se utilizan pequeños cepillos o se puede aplicar directamente con la jeringa. Durante su colocación es importante evitar las burbujas de aire, ya que si se mantienen, estas zonas no serán grabadas.

Normalmente, el tiempo de grabado es de 15 segundos aproximadamente y la ventaja de este tiempo de grabado es que ofrece una fuerza de adhesión aceptable en la mayoría de los casos, se conserva el diente y se reduce el tiempo de tratamiento.

Una vez que ha sido grabado el diente, el ácido se debe eliminar con agua durante 20 segundos, después se debe secar la superficie grabada; el esmalte debe presentar un color blanco que indica que el diente ha sido grabado adecuadamente.³

Al grabar un diente se aumenta su energía superficial pero también es más susceptible a contaminarse, por ejemplo, con saliva por lo que se debe tener cuidado en mantener la superficie grabada limpia hasta que se vaya a colocar el adhesivo y la resina compuesta. En caso de que la superficie se contaminara con sangre, saliva o con aceite de la pieza de mano se debe limpiar la superficie y grabar nuevamente durante 10 segundos. Si la superficie se seca con aire templado o con una irrigación de etanol

se aumenta la fuerza de adhesión, lo que sugiere que la humedad puede quedar atrapada en los microporos incluso cuando la superficie parece seca.³

Esta técnica permite establecer tres patrones diferentes de grabado de esmalte:

- Patrón tipo I: el centro del prisma aparece erosionado y la periferia permanece insoluble (Figura 16).¹

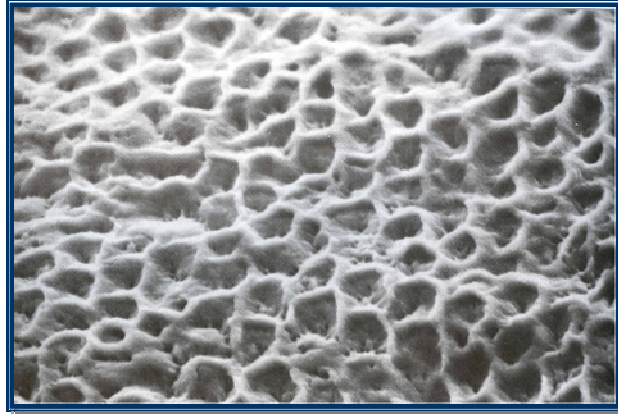


Figura 16. Patrón tipo I

- Patrón tipo II: la periferia de los prismas aparece erosionada y el centro permanece insoluble (Figura 17).¹

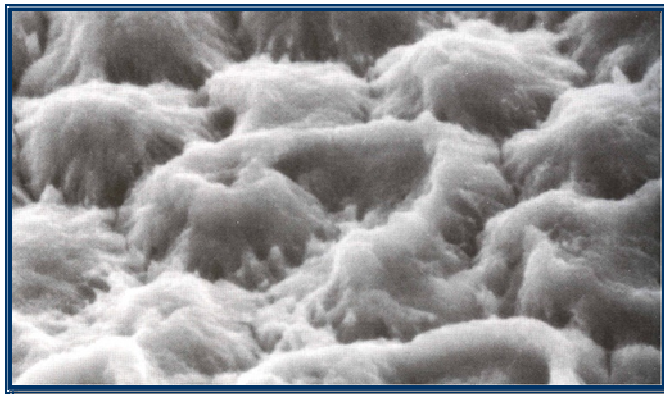


Figura 17. Patrón tipo II

- Patrón tipo III: se produce una erosión generalizada y cambia por lo tanto la morfología original (Figura 18).¹

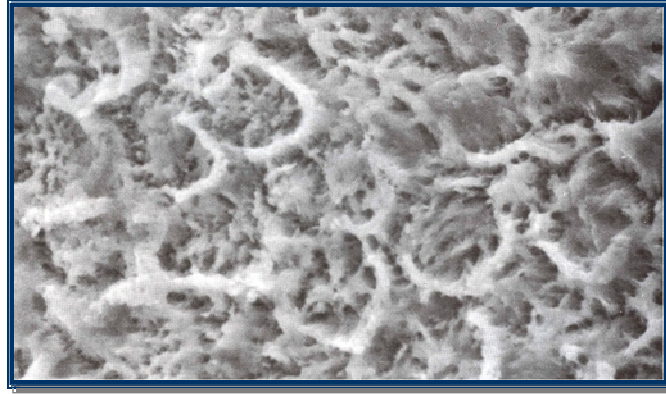


Figura 18. Patrón tipo III

3.4.4 Requisitos de un adhesivo ideal

El adhesivo dentinario debería ser hidrófilo para mojar la superficie de la dentina ligeramente húmeda. Debido a que la mayoría de las resinas compuestas tienen una matriz de resina hidrofóbica, los adhesivos deben presentar grupos hidrofílicos que reaccionen con la superficie húmeda de la dentina y los grupos hidrofóbicos que reaccionen con la restauración de resina compuesta. Una buena adhesión se logra con el desarrollo de monómeros hidrofílicos que reaccionen con la masa de colágeno de la dentina.³

3.4.5 Clasificación

3.4.5.1 Según su mecanismo de polimerización (Tabla1)

Los mecanismos de polimerización^{5,12} se encuentran explicados con diferencias, ventajas y desventajas en la Tabla 1.

Tabla 1. Mecanismos de Polimerización

Fotopolimerizables	Autopolimerizables
Se produce mediante la estimulación por medio de la (460 nm) de una quinona (canforoquinona), también llamada dicetona, y de una amina terciaria, la cual produce energía para romper la doble ligadura del monómero e iniciar la polimerización. El polímero resultante tiene buena estética, buena estabilidad del color, baja porosidad, mayor tiempo de trabajo; como desventajas requiere de una lámpara de polimerización.	Este mecanismo se produce mediante la reacción entre un peróxido y una amina terciaria, la cual produce energía para romper la doble ligadura y así iniciar la polimerización. Como ventajas tiene buena estética, el grado de conversión es mayor en comparación con la fotopolimerización, no requiere de una Lámpara.

3.4.5.2 Según el solvente

La adición de solventes es indispensable en la composición del adhesivo. La naturaleza húmeda de la dentina permite únicamente un buen mojado cuando se trata de un agente hidrofílico. Cuando se agrega un monómero hidrofílico y un solvente, el mojado mejora de forma considerable y como consecuencia, se obtiene una mejor microretención en el diente. La baja viscosidad de los primers y/o adhesivos se debe en gran parte a la presencia del solvente en éste. La presencia de agua como solvente es indispensable en algunos casos para asegurar la ionización de los monómeros ácidos.¹¹

Los solventes son sustancias capaces de disolver y dispersar una o más sustancias. Cuando un solvente disuelve un sólido o un líquido, las moléculas se separan entre sí y estos espacios se ocupan por moléculas del solvente. Las características de solubilidad de las moléculas están determinadas por su polaridad. La polaridad del solvente se determina por su momento dipolo y por su constante dieléctrica.¹¹

En los adhesivos dentales, los solventes más comunes son agua, etanol y acetona.

La presión de vapor de un solvente es importante para asegurar una buena evaporación después de la aplicación del adhesivo en el diente. Insuflar aire en el diente después de la aplicación del adhesivo también ayuda a la eliminación del

solvente. Si no es eliminado adecuadamente puede afectar la polimerización debido a la disolución de los monómeros y puede dar como resultado vacíos y, por consiguiente, permeabilidad en la capa del adhesivo.¹¹

- **Agua:** Es un solvente polar fuerte con una constante dieléctrica alta, capaz de disolver retículas iónicas y compuestos polares. Su capacidad de disolver es determinada principalmente por su capacidad de formar fuertes enlaces de hidrógeno. Sin embargo, el agua es un solvente pobre para compuestos orgánicos como son los monómeros, los cuales son generalmente hidrofóbicos. El agua es un solvente indispensable en los adhesivos autograbantes para poder disolver los monómeros ácidos. En los adhesivos que es necesario grabar primero y luego aplicar el adhesivo, el agua es capaz de rehidratar la colágena colapsada. Gracias a que el agua presenta una alta constante dieléctrica, es la única capaz de romper enlaces de hidrógeno entre las fibras de colágeno. La presión de vapor en el agua es baja por lo que es difícil su remoción del adhesivo después de ser aplicado.¹¹
- **Etanol:** Como el agua, el etanol es un solvente polar que forma enlaces de hidrógeno con sus solutos. Gracias a su baja constante dieléctrica, el etanol es un solvente más apropiado para solutos menos polares. Su alta presión de vapor en comparación con el agua es mayor y esto le permite que se evapore fácilmente al secarse con aire. Usualmente, el etanol se emplea en combinación con el agua como solvente. La mezcla de agua/etanol se conoce como azeotrópica. Esto implica la formación de enlaces de hidrógeno entre el agua y el etanol dando como resultado una mejor evaporación en comparación con el agua solamente. Esta combinación ayuda además, a la humectación de la dentina, es decir evita que la dentina de reseque. El etanol no es un buen solvente para monómeros que contienen ácido carboxílico.¹¹
- **Acetona:** La combinación de su alto momento dipolo con la relativamente baja constante dieléctrica de la acetona permiten que sea capaz de disolver compuestos polares y apolares. Por esta razón, la acetona es una buena opción de solvente para adhesivos que contienen compuestos hidrofóbicos e hidrofílicos. Presenta alta presión de vapor, la cual es aproximadamente cuatro veces mayor que la del etanol, lo cual es su principal ventaja. Sin embargo, su

alta volatilidad hace que sea menor su vida en el envase en donde está contenido el adhesivo, debido a su rápida evaporación. La acetona se emplea generalmente sola, pero en adhesivos autograbantes, se emplea como cosolvente del agua. La mezcla de acetona con agua se conoce como azeotropo, a pesar de que la acetona tiene una capacidad menor de formar enlaces de hidrogeno, tiene una capacidad grande para remover el agua gracias a su alto momento dipolo y su gran capacidad de evaporación.¹¹

A continuación se presenta una comparación de los solventes en la Tabla 2.

Tabla 2. Ventajas y desventajas de los solventes		
Solvente	Ventajas	Desventajas
Acetona	Se seca rápido	Se evapora rápidamente después de ser aplicado. Se puede evaporar dentro del envase. Puede producir sensibilidad si la dentina está seca Requiere la aplicación de múltiples capas Tiene un olor fuerte
Etanol/agua	Se evapora menos rápido que la acetona y más que el agua Produce menor sensibilidad que la acetona al estar seca la dentina	Requiere un tiempo de secado extra
Agua	Tiene una evaporación lenta. No produce sensibilidad en la dentina al secarse	Requiere un tiempo largo de secado El agua puede interferir con el adhesivo si no se seca adecuadamente
Libre de solvente	No se debe secar Se requiere de una sola capa	Película con mayor espesor

4

3.4.5.3 Según su cronología

En la Tabla 3 se muestra el desarrollo de los adhesivos.^{3,4,11,13}

Tabla 3. Cronología de los adhesivos

Generación	Periodo	Características	Resistencia	Composición
PRIMERA	1950-1970	El primer producto comercializado en los años cincuenta, contenía un agente activo, dimetacrilato de ácido glicerofosfórico y tuvo un éxito clínico reducido. Adhesión por quelación, el adhesivo se une a los iones calcio. Alta contracción por polimerización.	2-3 MPa	Se basaron en los agentes de conexión a base de silano NPG-GMA (N-fenilglicina y metacrilato de glicidilo)
SEGUNDA	Principios de 1970	Comenzó a realizarse el grabado ácido en esmalte. Se emplea el barrillo dentinario como sustrato de adhesión	2-8 MPa	Los adhesivos más característicos: *NPG-GMA (N-fenilglicina y metacrilato de glicidilo) *Ácido fenil-P, 2-metacril oxifenil fosfórico.
TERCERA	Finales de los 70	Se desarrollaron agentes adhesivos hidrófobos para esmalte y agentes adhesivos hidrofílicos para dentina, además contenían componentes fotopolimerizables. Se realiza el grabado ácido de la dentina, por lo que el adhesivo interactúa de mejor forma con ésta.	8-15 MPa	Se emplearon: *HEMA (2-hidroxietyl metacrilato) *EDTA (ácido etilendiaminotetraacético)
CUARTA	Mediados y finales de los años 80	Se comenzó a eliminar el barrillo dentinario. Se emplearon monómeros ácidos, agentes adhesivos de uso múltiple y hubo una reducción en el número de pasos de la técnica adhesiva. En este periodo, se crea la técnica de grabado total en la que se grababa el esmalte y la dentina juntos.	17-25 MPa	Acondicionador: ácido fosfórico, ácido cítrico, cloruro de calcio, ácido oxálico/nitrato de aluminio Primer: NTG-GMA/BPDM, HEMA/GPDM, 4META/MMA y glutaraldehído Bonding: Bis-GMA/TEGMA Solvente: acetona o etanol /agua como solventes.
QUINTA	Principios de los años 90	Se crearon agentes adhesivos hidrofílicos tanto para esmalte como para dentina y los adhesivos tenían también el objetivo de humectar la estructura dental. En esta generación el primer y el bonding se presentan en una sola botella. Se basa en la combinación de adhesión química con retención mecánica y se produce por la penetración dentro de los túbulos parcialmente abiertos y la formación de una capa híbrida en la que los monómeros hidrofílicos crean una red de conexión con la colágena.	20-25 MPa	Acondicionador: ácido fosfórico Adhesivo: PENTA(tripentaeritritol pentacrilato monofosfato) y metacrilatos fosfonatados Solventes: agua, etanol/agua, o algunos eran libres de solvente.

SÉXTA	Finales de los años 90 y comienzo del 2000	Se desarrollaron adhesivos autograbantes, además de presentar dos tipos de polimerización: fotopolimerización y polimerización dual. Se basa en el fenómeno de hibridación dentinaria al igual que los sistemas convencionales, con la diferencia de que éstos modifican, transforman e incluyen el barrillo dentinario en la capa híbrida.	18-23 MPa	<u>Botella con Primer autograbante:</u> Agua + monometacrilatos acidificados. <u>Botella con Adhesivo:</u> HEMA, dimetacrilatos
SÉPTIMA	2002	En esta generación se redujo el número de pasos; el ácido grabador, el primer y el bonding están contenidos en un solo envase de modo que su aplicación se realiza en un solo paso creando un adhesivo autograbante.	18-23 MPa	<u>Botella de adhesivo autograbante:</u> Agua + monometacrilatos + dimetacrilatos

3.5 RESINAS COMPUESTAS

3.5.1 Definición

Una resina compuesta es un material con gran densidad de entrecruzamientos poliméricos, reforzados por una dispersión de sílice amorfo, vidrio, partículas de relleno cristalinas u orgánicas y/o pequeñas fibras que se unen a la matriz gracias a un agente de conexión.

Fueron introducidas en 1960 y son una combinación de rellenos inorgánicos unidos a un polímero dimetacrilato. Estos materiales, por su fase de relleno, tienen mejores propiedades mecánicas que las resinas sin relleno. Las resinas compuestas se usaban originalmente en dientes anteriores, en cavidades clase III, IV y V, en las que la estética es indispensable. Las mejoras en estos materiales incluyen la fotopolimerización, adhesión a la estructura del diente y menor desgaste. La evolución que han tenido las resinas en la resistencia al desgaste, adhesión a dentina y reducción de la contracción por polimerización ha incrementado su uso, por lo que ahora se pueden utilizar en dientes posteriores.⁵

3.5.2 Composición

3.5.2.1 Matriz orgánica

La mayoría de las resinas compuestas comunes están basadas en dimetacrilatos como el Bis-GMA (bisfenol diglicidil metacrilato) o como el UDMA (dimetacrilatos de uretano). Ambos contienen carbonos con dobles enlaces en cada terminación con los cuales puede darse el proceso de polimerización por adición.

El Bis-GMA y el UDMA son oligómeros muy viscosos, por lo que se les tienen que agregar solventes para poder lograr una consistencia clínica adecuada al momento de agregar el relleno. Compuestos de bajo peso molecular que contienen carbonos con dobles enlaces como es el caso del TEGDMA (trietilenglicol dimetacrilato) son agregados por los fabricantes para reducir y controlar la viscosidad de la resina compuesta (Figura 19).^{8,4}

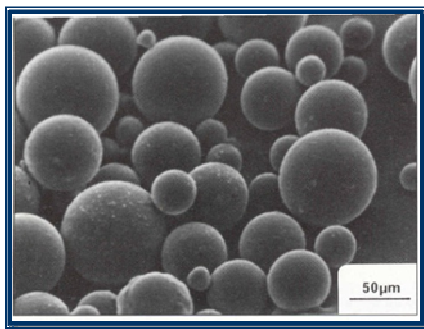


Figura 19. Moléculas de polimetilmetacrilato

3.5.2.2 Material de relleno

Son partículas inorgánicas, contienen cuarzo, partículas de tamaño fino que pueden ser bario o cristales de litio-alúmino-silicato, cristales de silicato o cristales de bario, estroncio o zinc. Las resinas son radiopacas por la incorporación de elementos con un peso atómico alto como el bario, estroncio, zirconio e iterbio.⁸

Las primeras resinas contenían partículas esféricas de (20 a 30 μm). Algunas resinas compuestas tienen rellenos con un diámetro promedio de 0.2 a 3 μm . El porcentaje del volumen de las partículas de relleno es mucho más bajo que el porcentaje del peso por la alta densidad del relleno comparado con la matriz de resina. En las resinas de nanorelleno el tamaño del relleno oscila entre 1 a 10 nanómetros aunque pueden presentarse como grupos (racimos) de gran tamaño.⁸

Composición del relleno.- El relleno puede estar compuesto, entre otros, de partículas de cuarzo, litio aluminio silicato, bario, estroncio, zinc. Ni el cuarzo ni el silicio brindan

radiopacidad. Las resinas compuestas radiopacas se usan generalmente en dientes posteriores.⁸ (Figura 20).

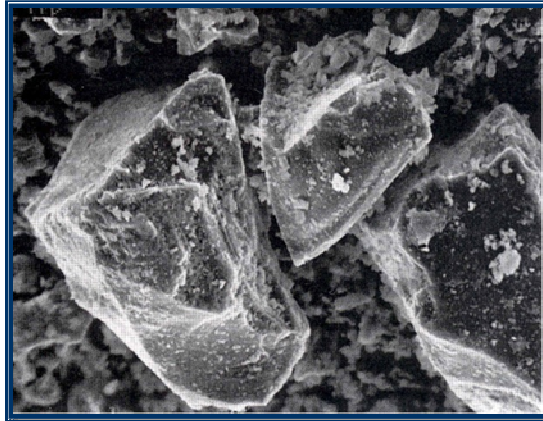


Figura 20. Partículas de relleno de cuarzo triturado empleado en las resinas compuestas tradicionales

3.5.2.3 Agentes de unión

Los agentes de unión se emplean para crear una unión entre el relleno inorgánico y la matriz orgánica. Este agente de unión es el silano, el cual tiene grupos que reaccionan con el relleno inorgánico y grupos que reaccionan con la matriz orgánica ya que éstos son moléculas bifuncionales.⁸

Durante la polimerización, los enlaces dobles de la molécula de silano reaccionan con la matriz de polímero. La unión entre el relleno y la matriz permite la distribución de la tensión que se puede aplicar a una resina.⁵

3.5.3 Clasificación

3.5.3.1 Resinas compuestas tradicionales

Este grupo de resinas se desarrolló durante los años setenta y se modificó ligeramente a lo largo de los años. Estas resinas compuestas también se conocen como resinas de macrorelleno. El relleno que se utiliza con más frecuencia en estos materiales es el sílice amorfo pulverizado y el cuarzo. El promedio del tamaño de las partículas es de 8 a 12 μm aunque presentaban también partículas hasta 50 μm . La carga de relleno es por lo general del 70 al 80 % en peso o del 60 al 70 % de volumen. En general, estos compuestos son más resistentes a la abrasión que los acrílicos sin relleno.³

3.5.3.2 Resinas compuestas de partícula pequeña

Las resinas compuestas de partícula pequeña surgieron con el fin de mejorar las propiedades físicas y mecánicas de las resinas tradicionales y conseguir una superficie pulida.³ Contienen partículas de cuarzo o vidrio de 0.5 a 0.3 μm de diámetro que ocupan del 60% al 77% por volumen de la resina.⁵

Con el aumento del contenido de partículas, hay una mejora en prácticamente todas las propiedades. La resistencia a la compresión y el módulo elástico de las resinas de partícula pequeña son mayores que las de las resinas compuestas tradicionales y de microrelleno. Esto hace que tenga mayor resistencia al desgaste y sufra un poco menos de contracción por polimerización (Figuras 21 y 22).³

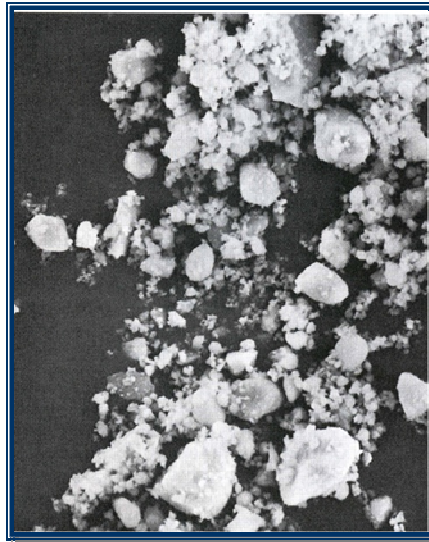


Figura 21. Resina compuesta de partícula pequeña

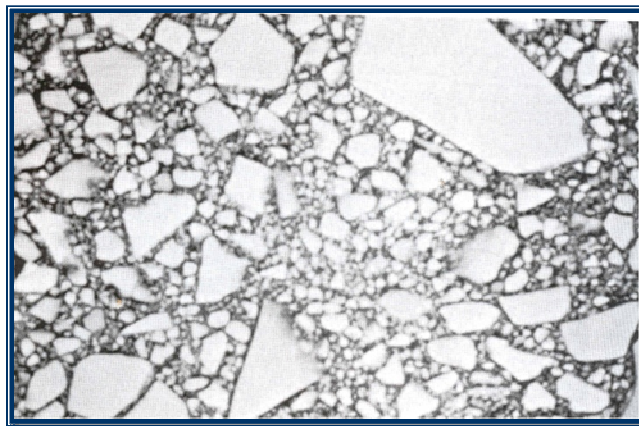


Figura 22. Superficie pulida de una resina compuesta de partícula pequeña

3.5.3.3 Resinas compuestas de microrelleno

Las resinas compuestas de microrelleno se desarrollaron con el fin de mejorar la rugosidad de la superficie y la baja translucidez.³ Contiene partículas esféricas de sílice con un diámetro de 0.01 a 0.12 μm . Las resinas de microrelleno tienen de 32% a 66% por volumen o 40% a 80% por peso. Contienen partículas microfinas con un área de superficie grande (Figura 23).⁵

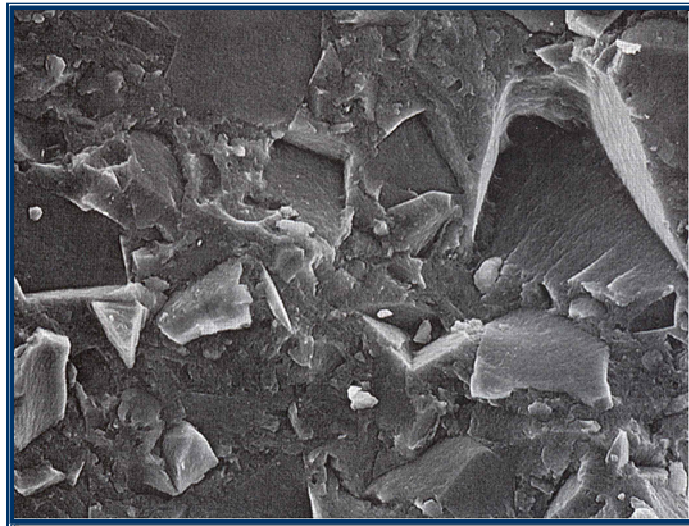


Figura 23. Resina compuesta de microrelleno

Las resinas compuestas de microrelleno tienen propiedades físicas y mecánicas inferiores a las resinas compuestas tradicionales, debido a que del 40 al 80% del volumen del material lo constituye la resina. La gran desproporción entre resina y relleno inorgánico da lugar a una mayor absorción de agua, a un mayor coeficiente de expansión térmica y a una disminución del módulo elástico. Además, hay una reducción de la resistencia a la tracción debido a la unión débil entre las partículas prepolimerizadas y la matriz de resina clínicamente polimerizada. Sin embargo, presentan resistencia al desgaste notable con tasas de desgaste comparables a las resinas compuestas de gran carga de relleno diseñadas para las superficies oclusales de los dientes posteriores. Se suele preferir el uso de estas resinas para superficies lisas de los dientes como cavidades clase III y V.

3.5.3.4 Resinas compuestas híbridas

Estas resinas se crearon con la finalidad de obtener superficies tersas y lisas y a la vez preservar todas las propiedades útiles de las resinas con partícula de relleno mayor.³

Contienen una mezcla de partículas coloidales y finas, resultando en un 60% a 65% en volumen. Las resinas híbridas son las que dominan el mercado.⁵

El tamaño de partícula medio es de 0.4 y 1 μm . Debido a que estos rellenos contienen átomos de metales pesados, tienen suficiente radiopacidad como para su detección radiográfica. Debido a su superficie lisa y a su alta resistencia, estos compuestos tienen un amplio uso en las restauraciones de dientes anteriores, incluyendo las preparaciones de clase IV (Figura 24).³

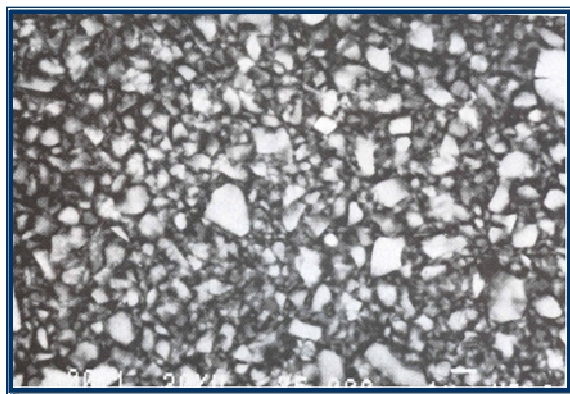


Figura 24. Superficie pulida de una resina compuesta híbrida

3.5.3.5 Resinas compuestas de nanorelleno

Estas resinas poseen un tamaño de partícula de 25 a 75 nm con formas esféricas, la carga de relleno es de 75 a 85% del peso equivalente a 60% del volumen. El relleno va a ser de partículas de vidrio de estroncio silanizado, vidrio de bario silanizado y ácido silicio amorfo hidrofobizado. La novedad en estas resinas más que el tamaño es el tratamiento que reciben las partículas de relleno con el silano para evitar que se aglomeren.

El objetivo de estas resinas es disminuir la cantidad de matriz orgánica para disminuir la contracción por polimerización. Otra de las características es que no reflejan la luz, por lo que se comportan como transparentes. Las nanopartículas por su tamaño van a presentar comportamientos atípicos de los sólidos, por lo que tienden a ser un poco fluidos, es por esta razón que una resina no se comporta adecuadamente si contiene nanorelleno, la solución a esto es la adición de partículas de relleno más grande como son partículas de 0.7 micras, estas le brindaran soporte y viscosidad a la resina compuesta.¹⁴

3.5.4 Propiedades de las resinas compuestas

3.5.4.1 Propiedades físicas y mecánicas

➤ Adsorción, absorción y sorción

En el proceso de adsorción, un líquido o un gas se adhiere a una superficie de un sólido o un líquido reduciendo su energía superficial libre. La adsorción se puede decir que es igual a la adhesión y en este proceso es importante el mojado. El grado en el que la saliva, por ejemplo, moja una dentadura depende de la tendencia a la adsorción de la superficie. La adsorción se da únicamente a nivel superficial. Superficies con alta energía superficial como los metales adsorben moléculas con mayor facilidad que las superficies con baja energía superficial como las ceras. Para reducir la energía superficial, átomos y moléculas que son móviles, se concentran en alta energía superficial, moléculas de detergente se concentran en la superficie del agua reduciendo la energía superficial (Figura 25).

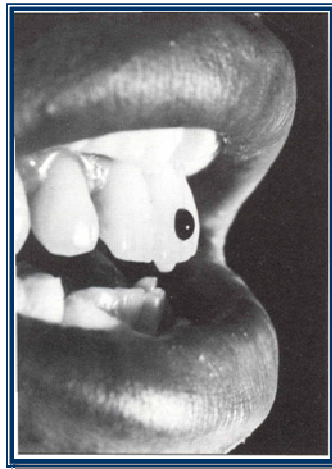


Figura 25. Adsorción

Por otro lado, en el proceso de absorción, la sustancia se difunde a través del sólido por un proceso de difusión y el proceso no se caracteriza por la cantidad de moléculas que se concentran en la superficie sino por la cantidad de moléculas que penetraron.⁴

La absorción de agua lleva a la disolución del material y a un aumento en el peso; este fenómeno puede reducir en cierto grado la relajación de los esfuerzos en la matriz que se presentarán durante la contracción por polimerización.¹⁰

Las resinas hidrofílicas como el HEMA, absorben más agua y en consecuencia se expanden en mayor grado que las resinas hidrofóbicas, como es el caso de los

dimetacrilatos triciclohexanos. Las resinas hidrofóbicas permiten una pequeña expansión higroscópica.

EL volumen de agua que puede ser absorbido por un material se determina por el contenido de monómeros hidrofílicos que presentan. El volumen de relleno que ocupa el total de volumen del material determinará el conjunto de resina en la matriz y como resultado la capacidad de la resina compuesta de absorber agua.¹⁰

La resina compuesta con una superficie grande de resina expuesta en la boca absorberá más fácilmente agua que la resina que se encuentra encapsulada entre dos sustratos impermeables.¹⁰

A mayor concentración de relleno, menor será la cantidad de agua absorbida por la matriz.¹⁰

Se ha especulado que la permeabilidad de las resinas compuestas polimerizadas puede estar relacionada con su polaridad, y que la incorporación de grupos funcionales más iónicos e hidrofílicos en el polímero, puede incrementar la absorción de agua en dichos polímeros.¹⁵

Por último, en el proceso de sorción se presentan los procesos de adsorción y absorción y no se sabe bien cuál de estos predomina.⁴ La sorción de agua se acompaña por disolución de la resina y este efecto de sorción de agua que degrada las propiedades de la resina es irreversible.⁸

La sorción de agua de un material representa el conjunto de agua adsorbida y absorbida por el material durante la fabricación o durante su uso.⁴

La sorción de agua que presentan las resinas de partícula fina es (0.3 a 0.6 mg/cm²) es mayor que la de las resinas de partícula gruesa (1.2 a 2.2 mg/cm²) debido a la pequeña fracción de volumen de polímero en las resinas de partícula fina. La calidad y la estabilidad del agente de unión (silano) es importante para minimizar el deterioro de la unión entre el relleno y el polímero así como la disminución de la sorción de agua. La expansión de las resinas compuestas asociada con la sorción de agua libera un poco la contracción por polimerización. Debido a que las resinas de partícula fina presentan valores menores de sorción de agua que las resinas de microrelleno, muestran menor expansión cuando se exponen a agua.⁴

La expansión producida por la sorción de agua sería clínicamente deseable, si sólo contrarrestará los efectos de contracción. Un coeficiente de expansión que exceda los valores de contracción no es deseable ya que los esfuerzos producidos se transmitirán al diente.¹⁰

La sorción de agua se ha relacionado directamente con la degradación de la interfase de la matriz de relleno, la plasticidad de la matriz y la reducción de la fuerza de adhesión así como la resistencia al desgaste de las resinas compuestas.¹⁶

La sorción de agua puede causar efectos indeseables como son la microfiltración y disolución de la matriz orgánica, también puede ocasionar cambios dimensionales de la resina compuesta. La relación entre la sorción de agua y los cambios dimensionales fueron establecidos por Hiasawa. en el artículo de Martin et al.¹⁷ donde muestran una correlación directa entre la masa de agua absorbida y la expansión lineal. Esta expansión puede liberar la tensión interna creada durante la contracción por polimerización de la resina compuesta o puede cerrar espacios marginales, que pudieran dar lugar a la microfiltración.¹⁷

Pearson demostró que la disolución de las resinas compuestas ocurre a la par que la sorción de agua. De ésta forma queda claro que la porción de agua tiene un efecto significativo en la estructura, propiedades físicas y comportamiento dimensional de las resinas compuestas.¹⁷

Las cadenas de polímeros dentales basadas en monómeros de dimetacrilatos absorben solventes acuosos hasta cierto porcentaje de su peso total. Estudios con resinas compuestas han mostrado que la toma de agua es de 1.0 a 1.6%, con una relación mínima entre la sorción y el grado de conversión del polímero. Existe una tendencia general de que mezclas de solventes (etanol/agua) tienen una mayor sorción que los solventes de agua únicamente.¹⁸

Ferracane¹⁸ mostró en un estudio que las resinas compuestas con mayor relleno presentaban menor sorción de agua y la saturación de las resinas compuestas era prácticamente equivalente en todas las resinas compuestas.

Estudios han demostrado que existe mayor sorción de agua para resinas compuestas que contienen Bis – GMA que aquellas que tienen uretano y menor aún para Bis – EMA

que no contiene grupos hidroxilo como el Bis-GMA o uniones de uretano como el UDMA. La toma de agua es mayor para resinas compuestas Bis-GMA con concentraciones altas de TEGDMA.¹⁸

➤ Solubilidad y desintegración

La matriz de polímero es capaz de absorber agua, lo cual se acompaña con la disolución de la resina. Esto se ha asociado con la resistencia al desgaste de la resina compuesta y con la disminución en la dureza de su superficie como resultado de la gran fracción de volumen de matriz.

Los intervalos de solubilidad de las resinas compuestas son de 1.5% a 2.0% del peso original del material. Cuando una resina compuesta no ha terminado de polimerizar, aumenta su solubilidad. La mayor parte de la disolución ocurre en las primeras 5 horas después de la colocación.⁵ La solubilidad de las resinas compuestas varía entre 0.01 a 0.06 mg/cm².⁴

Una vez que se polimeriza una resina, ésta está lejos de ser estable, ya que comienza a interactuar con el medio ambiente circundante; su principal interacción la hace con el agua que se difunde a través de su matriz.¹⁰

La hidrólisis de la unión entre la resina compuesta y la dentina incluye la degradación de la dentina, la resina y las fibras de colágeno. Muchos de los monómeros empleados en resinas compuestas, pueden absorber agua y químicos del medio ambiente. El movimiento del agua de la dentina hidratada puede causar la formación de canales llenos de agua dentro de la matriz orgánica de algunos adhesivos dentinarios hidrofílicos. Estos canales de agua pueden acelerar la disolución de monómeros que no han reaccionado durante la polimerización de la resina compuesta, así como promover la pérdida de propiedades de los polímeros.¹⁵

Estudios han demostrado que existe la degradación de subproductos, como ácido metacrilato, formaldehído y moléculas específicas de metacrilatos que son sensibles a la disolución en las resinas compuestas.¹⁸

➤ Resistencia a la adhesión

La resistencia a la adhesión de las resinas al esmalte y dentina grabadas es de (14 a 30 MPa) cuando se usa un agente de unión universal. Se recomienda acondicionar el diente para remover la capa de barrillo dentinario que queda como resultado de una preparación de cavidad antes de la aplicación del adhesivo. Muchos agentes de adhesión requieren ser polimerizados antes de la colocación de la resina. Debido a que el esfuerzo que causa la polimerización es de la misma magnitud que la fuerza de unión a la estructura dentaria, la microfiltración no puede prevenirse. Una fuerza de unión de 20 MPa es un requerimiento estimado para prevenir la microfiltración producida por la contracción de la polimerización.⁸ A consecuencia de la importancia que representa la resistencia a la adhesión, se han desarrollado pruebas para medir la resistencia a la adhesión entre dos materiales. Muchas de estas pruebas son diseñadas para poder verificar la resistencia a la adhesión de las resinas, para simular condiciones de la cavidad oral, las muestras se someten a pruebas de microfiltración, en la cual las muestras a evaluar se someten a ciclos con diferentes temperaturas, las cuales se encuentran entre 5° y 50° C, antes de medir la resistencia a la adhesión. Al obtener los resultados de las pruebas, los valores de resistencia a la adhesión sobreestiman la resistencia a la adhesión obtenida en uso clínico y por lo mismo debe analizarse con cuidado.⁴

➤ Contracción por polimerización

La presencia de contracción por polimerización crea un esfuerzo de 18 MPa en la interfase del diente y la resina, la cual puede exceder la fuerza de unión entre la resina y el esmalte o dentina. La falla en la unión de la interfase puede permitir la microfiltración y, por lo tanto, la presencia de caries secundaria y dolor postoperatorio, además el esfuerzo en la interfase diente-resina puede exceder la resistencia del esmalte, dando como resultado fracturas en el esmalte a lo largo de la interfase.⁵

La contracción por polimerización está directamente relacionada con la cantidad de matriz orgánica y solvente, es por esto que las resinas compuestas microhíbridas, presentan un encogimiento de 0.6% a 1.4% comparado con las resinas compuestas de microrelleno las cuales presentan contracciones de 2% a 3%.⁴

El inicio rápido de la contracción por polimerización es suficiente para interrumpir un sellado entre el material y la estructura a la cual se une. Esto se puede minimizar mediante una buena técnica de colocación de la resina en forma incremental y diagonal. El colocar la luz en múltiples sitios y de forma lenta y con baja intensidad también ayuda a reducir el esfuerzo producido por la contracción por polimerización.¹⁰ Se ha demostrado como la contracción por polimerización puede compensarse un poco con la contracción higroscópica del material.¹⁰

➤ Microfiltración

La microfiltración es un fenómeno en el cual el material de restauración no se adhiere adecuadamente al esmalte y a la dentina por diversos factores como son: incapacidad para resistir la contracción por polimerización que presentan las resinas compuestas y los sistemas adhesivos, el desgaste de la restauración o una prueba de termociclado. Por lo tanto, se tiene que, al no existir una buena adhesión, la saliva, los detritos de alimentos, bacterias, etc., penetran en la interfase que existe entre el diente y la restauración por una acción de capilaridad y con ello se presenta un deterioro de la restauración y del diente.⁴

4.0 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la actualidad, la Odontología Estética ha incrementado su demanda. Día con día, surgen en el mercado nuevos y renovados sistemas de adhesión, los cuales han ido evolucionando de forma tal que cada día es más sencilla su utilización y presentan mejores propiedades.

Con el surgimiento de una gran gama de productos, el cirujano dentista se pregunta cuál de todos ellos será el que le proporcione mejores beneficios en su actividad clínica.

Para que el Cirujano Dentista pueda escoger de forma adecuada entre un sistema de adhesión y otro, deberá seleccionar aquel que le proporcione información como por ejemplo, la contracción por fotopolimerización, la solubilidad y sorción acuosa que influye en la microfiltración.

5.0 JUSTIFICACIÓN

En vista de que existe una gran diversidad de adhesivos, es necesario saber cuál es la mejor opción, esto se puede ver en la información que proporciona el fabricante sin embargo, no presenta valores de contracción por fotopolimerización y de solubilidad y sorción acuosa que influyen en el nivel de microfiltración, de esta manera el cirujano dentista puede elegir un sistema de adhesión basándose en un sustento científico sólido.

6.0 HIPÓTESIS

6.1 Hipótesis de trabajo

El sistema adhesivo de quinta generación presentará valores mayores de contracción por polimerización, microfiltración, solubilidad y sorción acuosa en comparación con un sistema adhesivo de séptima generación de la misma casa comercial.

6.2 Hipótesis nula

El sistema adhesivo de quinta generación presentará valores menores de contracción por polimerización, microfiltración, solubilidad y sorción acuosa en comparación con un sistema adhesivo de séptima generación de la misma casa comercial.

7.0 OBJETIVOS

7.1 Objetivo general

Comparar los valores de contracción por polimerización, microfiltración, solubilidad y sorción acuosa de dos sistemas adhesivos, uno de quinta y otro de séptima generación

7.2 Objetivos específicos

- Medición de contracción por polimerización del sistema adhesivo Excite Ivoclar Vivadent.
- Medición de contracción por polimerización del sistema adhesivo Adhese One Ivoclar Vivadent.
- Calcular el encogimiento del sistema adhesivo Excite
- Calcular el encogimiento del sistema adhesivo Adhese One
- Calcular la solubilidad y sorción del sistema adhesivo Excite
- Calcular la solubilidad y sorción del sistema adhesivo Adhese One
- Evaluar la microfiltración del sistema adhesivo Excite
- Evaluar la microfiltración del sistema adhesivo Adhese One

8.0 MATERIALES Y MÉTODOS

8.1 Tipo de estudio

Experimental, observacional, cuantitativo y comparativo

8.2 Variables

8.2.1 Variables Dependientes

- Microfiltración
- Contracción y encogimiento
- Solubilidad
- Sorción acuosa

8.2.2 Variables Independientes

- Muestras
- Resina compuesta
- Ácido fosfórico
- Sistema adhesivo
- Lámpara de fotopolimerización
- Técnica de adhesión

8.3 Criterios de selección

8.3.1 Criterios de inclusión

- Dientes humanos extraídos (no más de 3 meses) con técnica atraumática por razones ortodóncicas, periodontales o quirúrgicas colocados en agua bidestilada desde el momento de su extracción
- Dientes sin restauraciones
- Dientes sin caries
- Dientes vitales antes de ser extraídos
- Dientes que no presenten fracturas
- Dientes sin anomalías estructurales
- Adhesivos de la casa comercial Ivoclar, Vivadent

8.3.2 Criterios de exclusión

Todos aquellos que no cumplan con los criterios de inclusión

8.4 Población de estudio

- Dientes humanos extraídos de manera atraumática por razones periodontales u ortodóncicas
- Adhesivos de la casa comercial Ivoclar, Vivadent

8.5 Diseño experimental

- **Recursos físicos.-** El estudio se realizó en las instalaciones del Laboratorio de investigación de Materiales Dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación, UNAM.
- **Recursos biológicos.-** Treinta dientes humanos extraídos con técnica atraumática por razones ortodóncicas, periodontales o quirúrgicas.
- **Recursos materiales.-** El material de restauración que se utilizó fue Tetric Ceram con los sistemas adhesivos Excite y Adhese One, utilizando el ácido grabador de la misma casa comercial Total Etch (Ivoclar Vivadent).

8.6 Metodología

8.6.1 Material y equipo

- Material y Equipo para la medición de contracción por polimerización
 - Adhesivo Excite Ivoclar Vivadent® (Alemania)
 - Adhesivo Adhese One Ivoclar Vivadent® (Alemania)
 - Acetona
 - Cera roja
 - Loseta de vidrio
 - Portaobjetos y cubreobjetos
 - Anillo de bronce de 16 mm de diámetro y 1.24 mm de espesor
 - Sacabocados Núm. 5
 - Transductor de desplazamiento LVDT, Solotron ODS, (USA)
 - Lámpara de polimerización Blue Phase 5, Ivoclar Vivadent®, (Alemania)

- Sistema de adquisición de datos PICO- LOG ADC- 16, Pico Technology (Reino Unido).
- Material y Equipo para la medición de microfiltración
 - Adhesivo Excite Ivoclar Vivadent® (Alemania)
 - Adhesivo Adhese One Ivoclar Vivadent® (Alemania)
 - 30 dientes humanos
 - Ácido grabador Total Etch Ivoclar Vivadent® (Alemania)
 - Acrílico autopolimerizable Nic Tone, MDC Dental, (Jalisco, México)
 - Monómero Nic Tone, MDC Dental, (Jalisco, México)
 - Barniz de uñas de secado rápido
 - Solución de azul de metileno al 0.2%, Droguería Cosmopolita, (México)
 - Resina compuesta Tetric Ceram Ivoclar Vivadent® (Alemania)
 - Papel abrasivo grano 400, (México)
 - Moldes de muestras con diámetro de 15 mm y profundidad variable
 - Fresas de pera de diamante
 - Disco de diamante
 - Microscopio estereoscópico, Carl Zeiss (Alemania)
 - Radiómetro Demetron, (EUA)
 - Lámpara de polimerización Blue Phase 5, Ivoclar Vivadent® (Alemania)
 - Pieza de mano de alta velocidad, Concentrix III, Star Dental (EUA)
 - Micromotor SC-80, Sunburst® (Corea)
 - Disco de acero
 - Vernier digital, CD-4, Mitutoyo (Japón)
 - Pulidor metalográfico, Buehler Ltd. (EUA)
 - Paralelizador, Leitz Wetzlar (Alemania)
 - Termociclador
- Material y Equipo para la medición de la solubilidad y sorción acuosa
 - Adhesivo Excite Ivoclar Vivadent® (Alemania)
 - Adhesivo Adhese One Ivoclar Vivadent® (Alemania)
 - Aceite de silicón
 - Moldes con diámetro de 15 mm y profundidad variable
 - Desecadores con sílica gel
 - Agua desionizada

- Vernier digital, CD-4, Mitutoyo (Japón)
- Lámpara para fotopolimerizar Blue Phase 5, Ivoclar Vivadent® (Alemania)
- Horno ambientador a $37 \pm 1^\circ\text{C}$, Felisa (México)
- Balanza analítica Adventurer, OHAUS (China)
- 30 envases de plástico

8.6.2 Método

- Contracción por polimerización ^{19,20}

Se prepararon 20 muestras por adhesivo siguiendo los pasos que a continuación se mencionan:

1. Se formó una esfera de cera roja de aproximadamente 0.30g de peso, posteriormente en una loseta de vidrio se colocó el anillo de bronce. Sobre la loseta y dentro del anillo, se colocó la esfera de cera. (Figura 26).

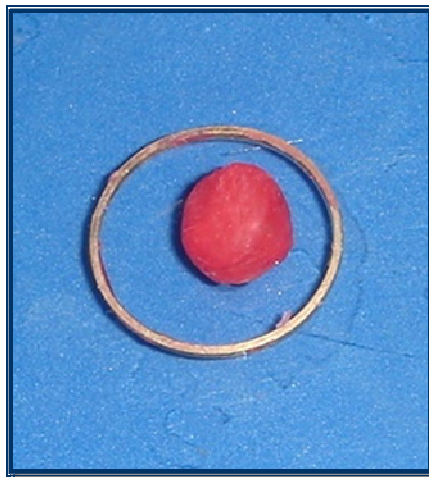


Figura 26. Cera roja y anillo de bronce de espesor 1.24mm

2. Con otra loseta se presionó la cera para obtener el mismo espesor del anillo. (Figura 27).



Figura 27. Cera con 1.24 mm de espesor

3. Se eliminó el centro del círculo de cera con un sacabocados #5, una vez separado el centro, se colocó el anillo con la cera en un portaobjetos. (Figuras 28 y 29).

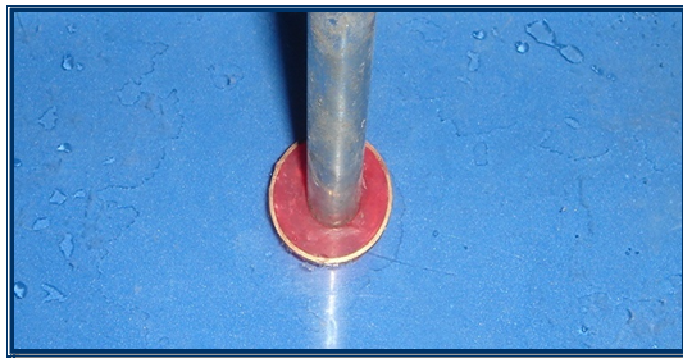


Figura 28. Eliminación del centro con un sacabocados

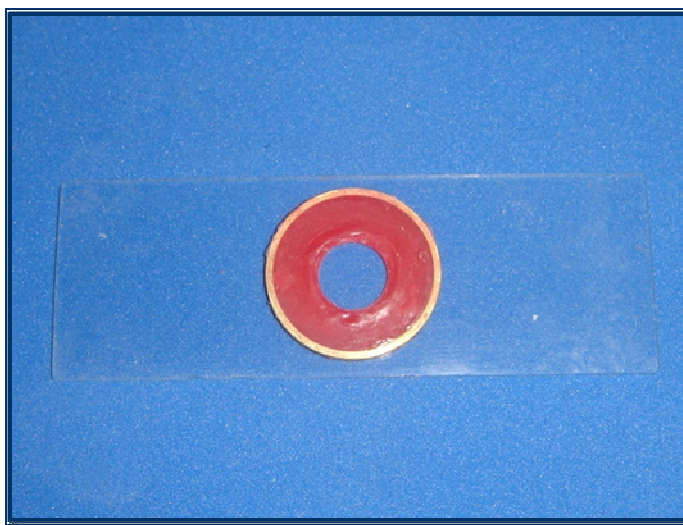


Figura 29. Colocación del anillo de bronce con la cera en el portaobjetos

- Posteriormente se vertió adhesivo hasta llenar la superficie libre de cera (Excite o Adhese One). Posteriormente, se colocó un cubreobjetos encima del anillo (Figura 30).



Figura 30. Colocación del adhesivo en el espacio libre de cera roja

- El anillo se llevó al equipo para medir la contracción por polimerización y se colocó el transductor, el cual se calibró entre 0 y 200mV (Figura 31).

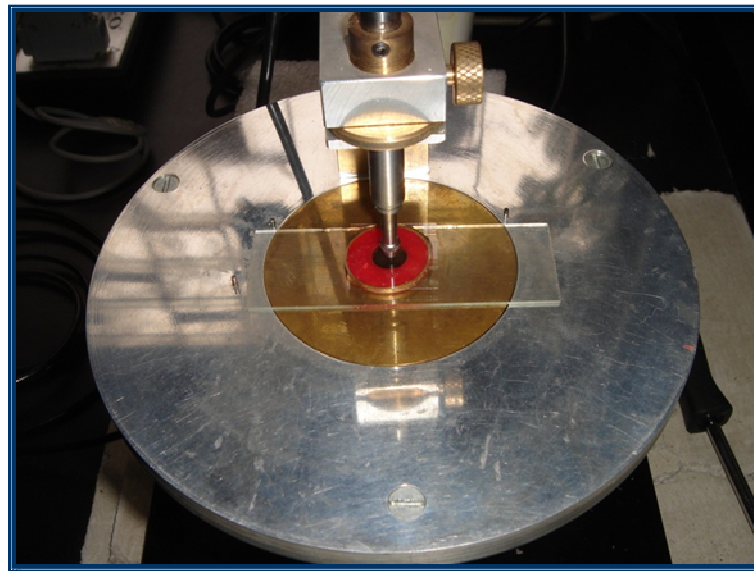


Figura 31. Transductor y programa PICO ADC-16

- Se inició la fotopolimerización al mismo tiempo que se comenzó a contabilizar el tiempo con el sistema de adquisición de datos PICO ADC-16. Una vez que

transcurrieron 60 segundos se apagó la lámpara de polimerizado y se continuó el experimento durante 540 segundos más para completar 600 s

7. La contracción está definida como:

$$\Delta L = L_0 - L_t$$

Donde:

L_0 = 1.24 mm (medida de las muestras antes de polimerizar)

L_t es la medida en cualquier tiempo

Este cálculo está relacionado con el voltaje medido por el transductor, mediante la ecuación:

$$L_t = (V_1 - V_{t=0}) / K$$

Donde:

V_1 es el voltaje de salida en cualquier tiempo

$V_{t=0}$ es el voltaje de salida inicial al tiempo cero,

K es la constante de calibración entre el voltaje, y la distancia ($K=17.24$ mV/ μ m).

El porcentaje de encogimiento, S , se calculó con la ecuación que relaciona la contracción (ΔL) con el espesor inicial, L_0 :

$$S = 100 \Delta L / L_0$$

Los valores de S y el tiempo son representados en un gráfico.

Los valores obtenidos fueron analizados por medio de un análisis estadístico ANOVA de una vía y Prueba de Tukey para encontrar las diferencias estadísticamente significativas.

- Microfiltración ²¹

1. Se utilizaron 30 dientes, limpios de material orgánico y cálculo que se mantuvieron en agua destilada y refrigerados a 4°C.
2. Se dividieron en dos grupos de 15 cada uno.
3. Se preparó una superficie estándar, colocando la superficie del diente contra un papel abrasivo grano 400, con irrigación de agua utilizando el pulidor metalográfico (Figura 32).



Figura 32. Pulidor metalográfico

4. El diente se desgastó hasta obtener una superficie lisa en esmalte. Con un micromotor y un disco de diamante se cortó a un 1/3 de la raíz del diente
5. Las superficies de los dientes se mantuvieron en humedad en todo momento. Para controlar el plano y el ángulo de la superficie durante la preparación, el diente se montó en acrílico autopolimerizable (Figura 33).



Figura 33. Diente montado en acrílico

6. El diente montado se colocó en agua a $23 \pm 2^\circ\text{C}$.
7. Se preparó una cavidad estándar de 3.20 mm de diámetro con una profundidad de 3 mm dentro del esmalte y dentina en la parte media de la superficie bucal

del diente usando una pieza de mano de alta velocidad con una fresa de pera de diamante como guía, de 2 mm de diámetro (Figura 34).



Figura 34. Preparación de cavidad

8. Se colocó el sistema adhesivo siguiendo las instrucciones del fabricante.

Para Excite:²²

- Se grabó la cavidad con ácido grabador (Total Etch), primero en esmalte durante 15 segundos y posteriormente en dentina 15 segundos (Figura 35).



Figura 35. Grabado del diente

- La cavidad se lavó con agua durante 40 segundos quitando el ácido grabador y se secó con una torunda de algodón (Figura 36)



Figura 36. Lavado de la cavidad

- Se colocó una gota del sistema adhesivo en un microbrush y se frotó el diente durante 10 segundos (Figuras 37)

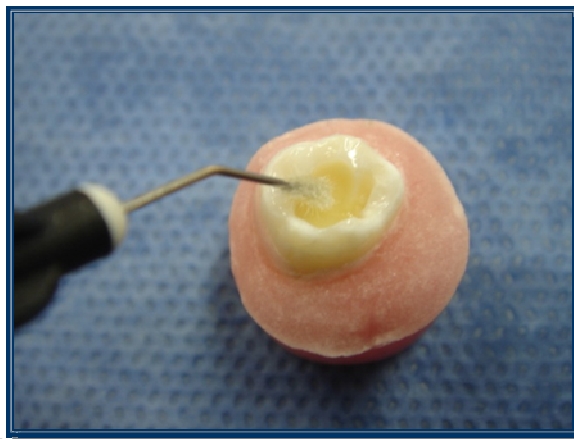


Figura 37. Aplicación del Sistema Adhesivo Excite

- Se insufló aire de 1 a 2 segundos (Figura 38).

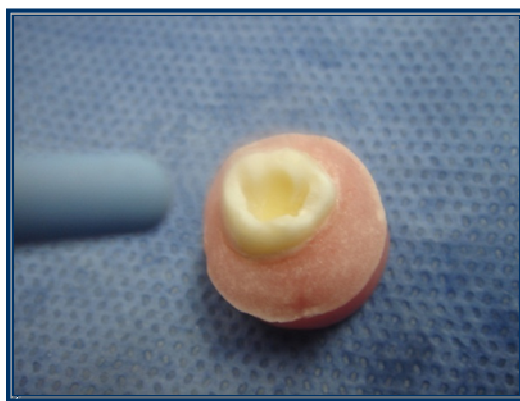


Figura 38. Aplicación de aire.

- Se polimerizó con la lámpara Blue Phase 5, Ivoclar Vivadent® durante 15 segundos (Figura 39).



Figura 39. Polimerización de la muestra.

Para el sistema adhesivo Adhese One: ²³

- Se aplicó el adhesivo humedeciendo todas las superficies del diente empezando por el esmalte y se continuó removiendo el adhesivo por toda la superficie durante 30 segundos (Figura 40).



Figura 40. Aplicación del Sistema Adhesivo Adhese One.

- Se eliminó el exceso de material con un chorro de aire hasta que no se apreciara movimiento del material (Figura 41).

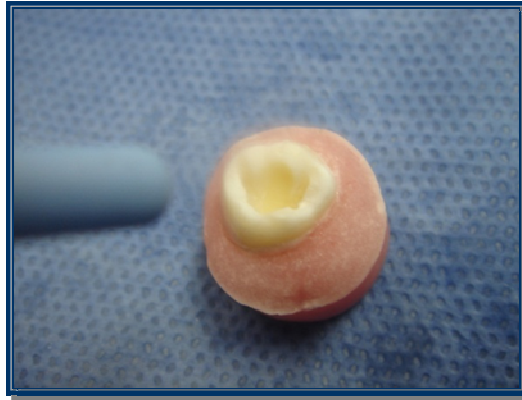


Figura 41. Aplicación de aire.

- Se polimerizó con la lámpara Blue Phase C5, Ivoclar Vivadent® durante 10 segundos (Figura 42).



Figura 42. Polimerización de la muestra

9. Posteriormente, las 30 cavidades se obturaron con resina compuesta Tetric Ceram Ivoclar Vivadent (Alemania) siguiendo las instrucciones del fabricante (Figura 43).

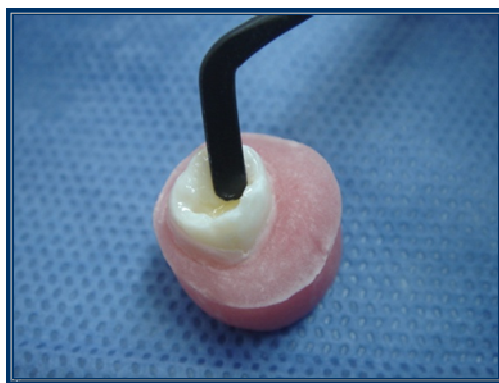


Figura 43. Obturación de las cavidades.

- La resina compuesta se colocó en forma de bloques, polimerizando cada bloque durante 20 segundos

10. Los especímenes se sumergieron en agua y se almacenaron a $23 \pm 2^{\circ}\text{C}$ durante 24 horas.
11. Las muestras se colocaron en un termociclador para acelerar el proceso de envejecimiento de la restauración. El agua fría osciló entre 4 y 6°C y el agua caliente entre 54 y 56°C (Figura 44). Las muestras fueron sometidas a 600 ciclos.²¹



Figura 44. Equipo para termociclado

12. La exposición de este baño fue de 20 segundos en cada temperatura y el tiempo de transferencia entre baños de 10 segundos.
13. Terminado el termociclado, se colocó una capa de barniz para uñas de secado rápido alrededor de cada diente dejando libre 2 mm de la terminación de la cavidad. Inmediatamente después, se procedió a sumergir todas las muestras en azul de metileno al 0.2% (únicamente la corona) durante 12 horas (Figuras 45 y 46). Al término de este tiempo, se procedió a montar la muestra en la máquina de corte previo lavado con agua de la llave.



Figura 45. Tinción con azul de metileno al 2%

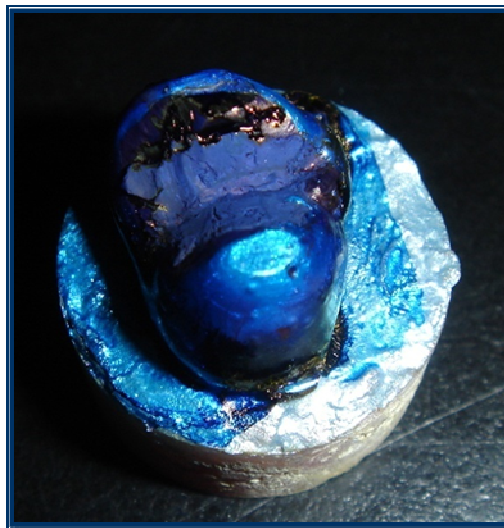
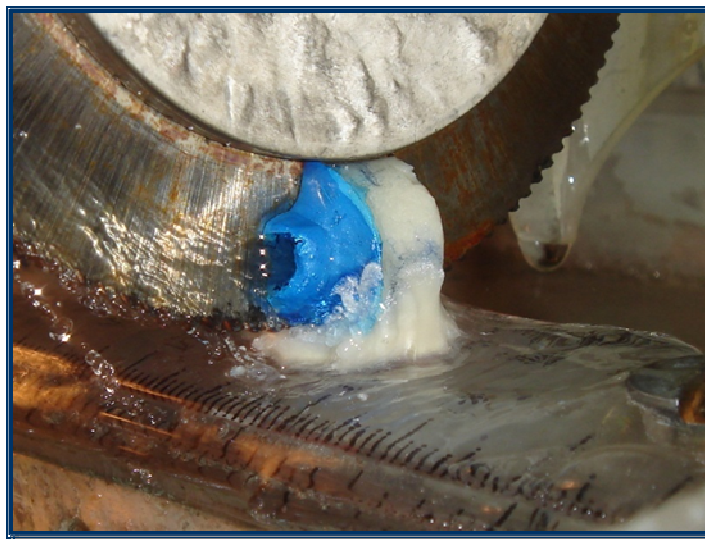
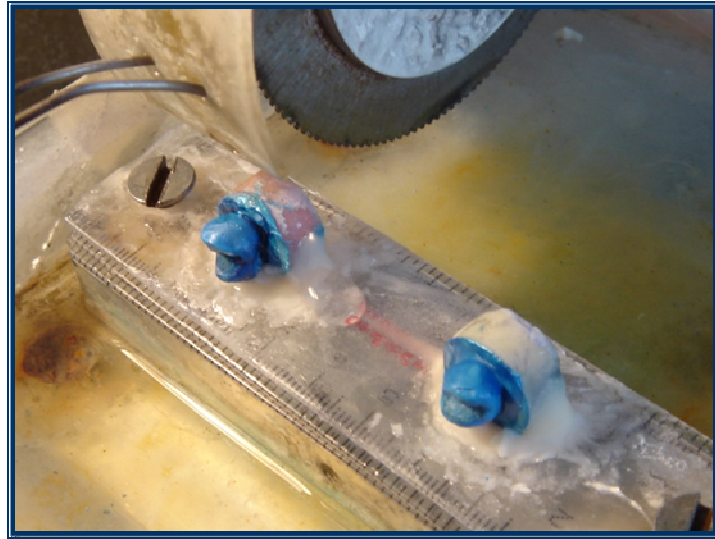


Figura 46. Tinción con azul de metileno al 2%

14. El diente se cortó longitudinalmente a lo largo de la línea media de la cavidad con un disco de acero de alta velocidad bajo irrigación de agua (Figuras 47 y 48). Se obtuvieron dos superficies por muestra, cada superficie se observó bajo el microscopio (10x) dando 2 valores para cada superficie. Se inspeccionó la penetración del azul de metileno a través de las paredes de la cavidad en la interfase diente-restauración.



Figuras 47 y 48. Recortadora

15. Se tomó como patrón de medición el siguiente parámetro, de acuerdo con la norma ISO 11405²¹

0 = Sin penetración

1 = Penetración en esmalte y parte de la pared de la cavidad

2 = Penetración en dentina, parte de la pared de la cavidad pero sin incluir al piso pulpar de la cavidad

3 = Penetración incluyendo piso pulpar de la cavidad

- Solubilidad y sorción acuosa²⁴

1. Se prepararon 10 muestras de 15 mm de diámetro y espesor 0.50 mm de cada uno de los sistemas adhesivos (Figura 49).



Figura 49. Vernier con medida requerida

2. Las muestras se obtuvieron utilizando un molde de metal, donde se colocó una gota de aceite de silicón como separador y seis gotas de adhesivo (Excite y Adhese One) (Figuras 50, 51 y 52).



Figura 50. Molde de metal

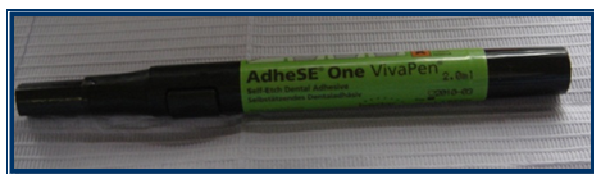


Figura 51. Adhese One



Figura 52. Excite

3. Las muestras se polimerizaron utilizando la lámpara de luz halógena. La polimerización se realizó en cinco puntos distintos con una exposición de 60 segundos para cada uno de los puntos comenzado por el centro, continuando con la parte superior y siguiendo las manecillas del reloj hasta abarcar toda la muestra (Figura 53).



Figura 53. Fotopolimerización de la muestra

4. Una vez que se obtuvieron las muestras, se colocaron en un desecador que se llevó a una estufa ambientadora a una temperatura de $37 \pm 1^\circ\text{C}$. Cada 24 horas se retiraron de la estufa y se mantuvieron a una temperatura de $23 \pm 1^\circ\text{C}$ durante una hora. Transcurrido este tiempo, se pesaron en la balanza analítica hasta que la diferencia de peso entre el día anterior y el día posterior fue de ± 0.2 mg. Una vez estabilizadas las muestras, se registró el peso como m_1 . (Figura 54).

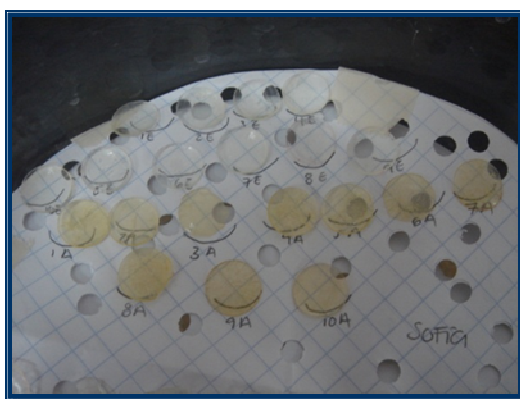


Figura 54. Muestras en el desecador

5. Posteriormente, las muestras fueron sumergidas en agua desionizada y se mantuvieron a una temperatura de $37 \pm 1^\circ\text{C}$ durante 7 días. Pasado ese tiempo, se

retiraron de la estufa y de los frascos, se secaron al aire durante 15 segundos. Se pesaron y registraron sus valores como m_2 (Figura 55).



Figura 55. Muestras en la estufa

6. Una vez registrado el peso m_2 , las muestras fueron reacondicionadas en el desecador hasta lograr el peso constante siguiendo el ciclo descrito en el punto 4, éste fue registrado como m_3 (Figura 56).

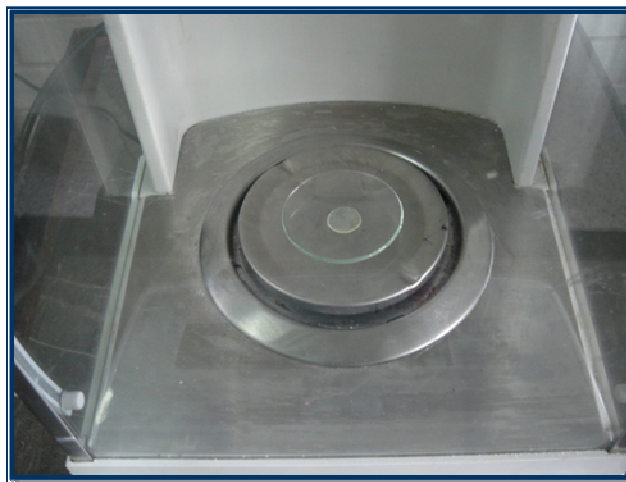


Figura 56. Obtención del peso de las muestras

7. Los valores de sorción acuosa y solubilidad fueron calculados utilizando las siguientes ecuaciones:

$$V = Ah$$

Donde V es el volumen de la muestra y h el espesor y A el área de la muestra, y fue calculada como:

$$A = 3.1416 (D^2)/4$$

Donde D es el diámetro de la muestra

Sorción acuosa (SA)

$$SA = (m_2 - m_3)/V$$

Donde:

m_2 : Es la masa de la muestra expresada en μg después de permanecer sumergidos en agua durante 7 días.

m_3 : Es la masa de la muestra después de reacondicionada, expresada en μg .

V: Es el volumen de la muestra expresado en mm^3 .

Solubilidad (SO)

$$SO = (m_1 - m_3)/V$$

Donde:

m_1 : Es la masa expresada en μg previa a la inmersión en agua desionizada.

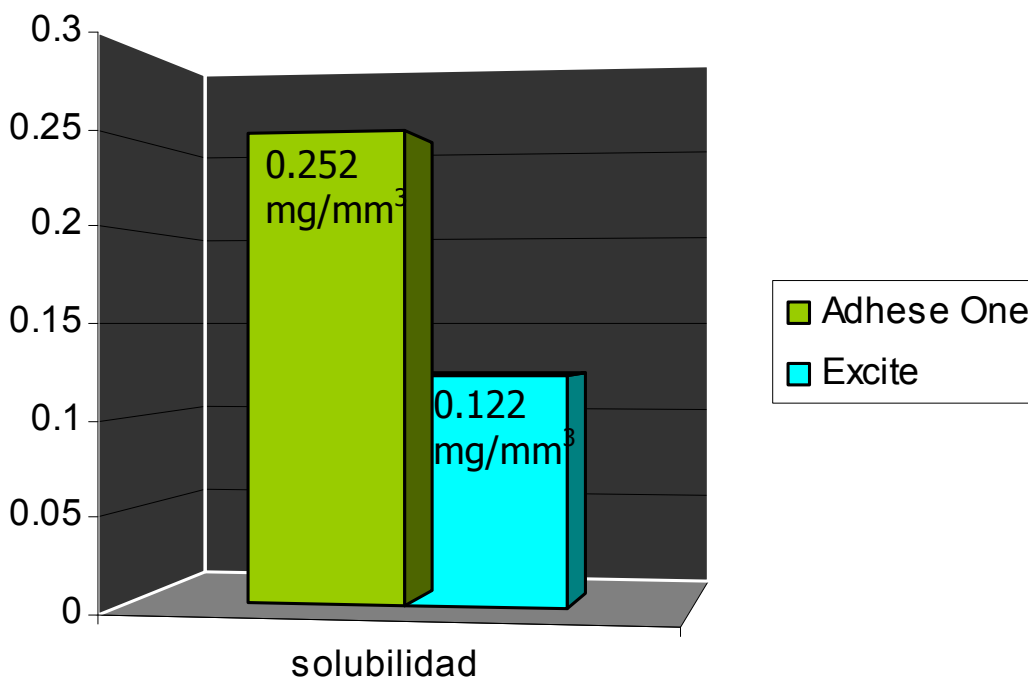
Una vez obtenidos los datos, se analizaron utilizando el análisis estadístico ANOVA de una vía ($p \leq 0.05$), y la prueba de Tukey para determinar las diferencias estadísticamente significativas.

9.0 RESULTADOS

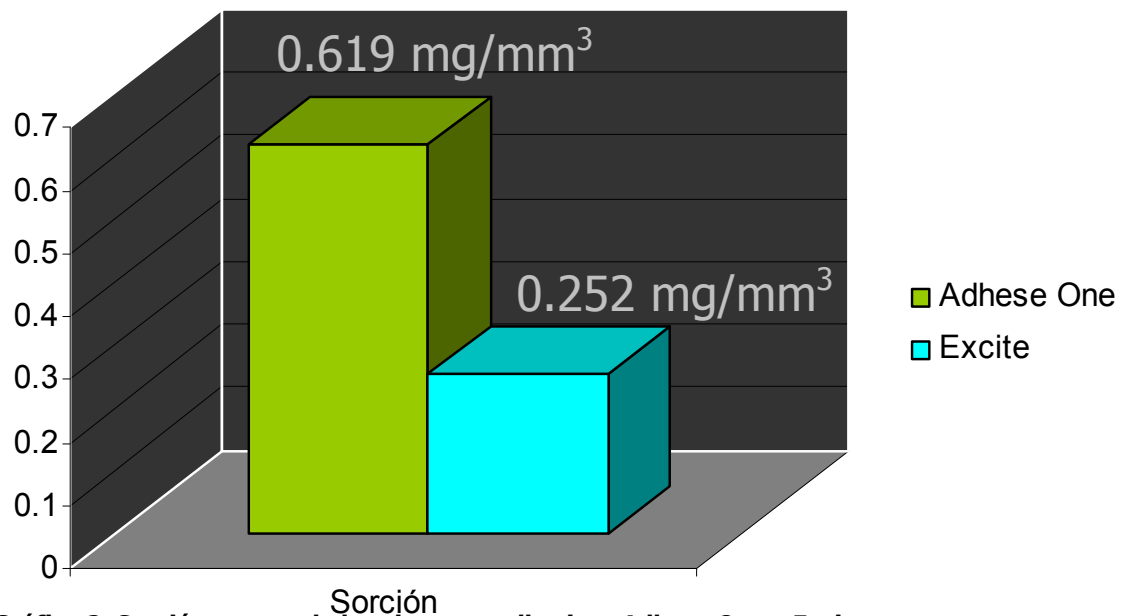
Al realizar el análisis estadístico se observó que en la prueba de solubilidad y sorción acuosa se encontraron diferencias significativas entre los adhesivos Excite y Adhese One ($p < 0.001$), para el porcentaje de encogimiento no se encontraron diferencias significativas (Tabla 4).

Tabla 4. Valores promedio y desviación estándar de los adhesivos evaluados			
Adhesivo	Sorción mg/mm³	Solubilidad mg/mm³	Encogimiento %
Excite	0.252 (0.033)	0.122 (0.015)	7.8 (0.6)
Adhese One	0.619 (0.000)	0.252 (0.000)	7.5 (0.2)

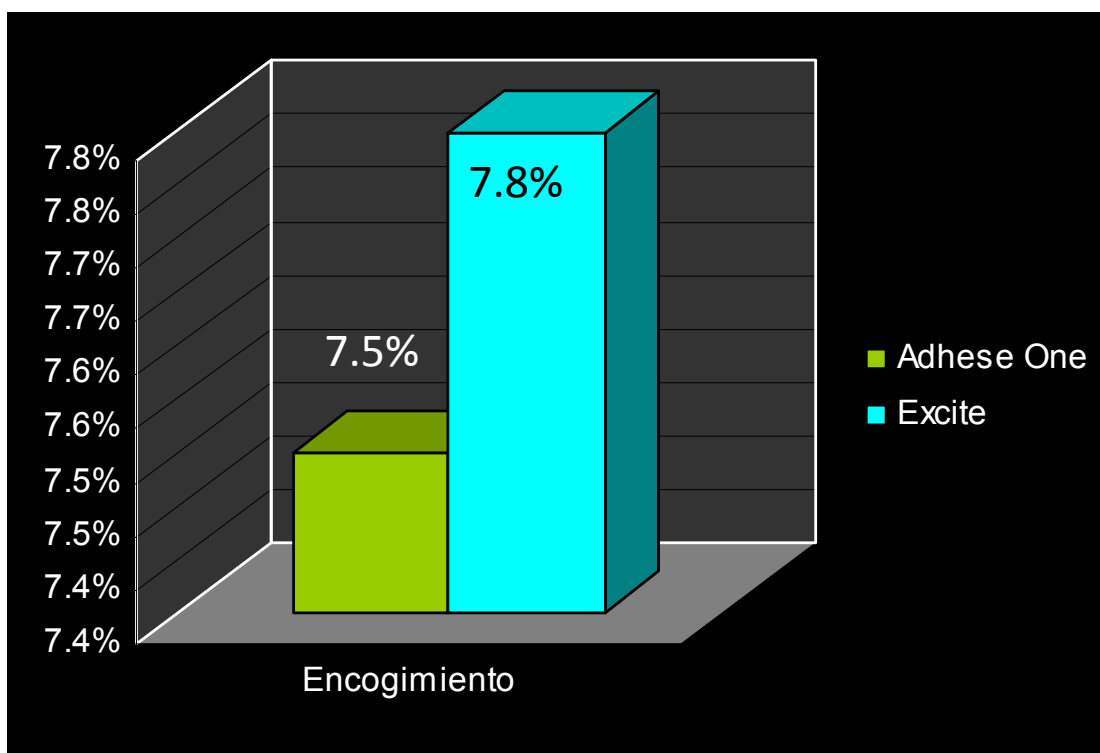
En las Gráficas 1, 2 y 3 se muestran los resultados de solubilidad, sorción y encogimiento.



Gráfica 1. Solubilidad de los Sistemas Adhesivos Adhese One y Excite



Gr3fica 2. Sorci3n acuosa de los sistemas adhesivos Adhese One y Excite



Gr3fica 3. Encogimiento de los sistemas adhesivos Adhese One y Excite

En la prueba de microfiltraci3n se observ3 que para Adhese One, el 71 % penetr3 hasta el esmalte y 29 % hasta la dentina. En cambio para el Excite, un 57% no penetr3 y un 43% penetr3 hasta el esmalte. Tablas 5 y 6.

Tabla 5. Microfiltración de Adhese One	
Medición de microfiltración	Frecuencia de penetración
0	0
1	10
2	4
3	0

Tabla 6. Microfiltración de Excite	
Medición de microfiltración	Frecuencia de penetración
0	8
1	6
2	0
3	0

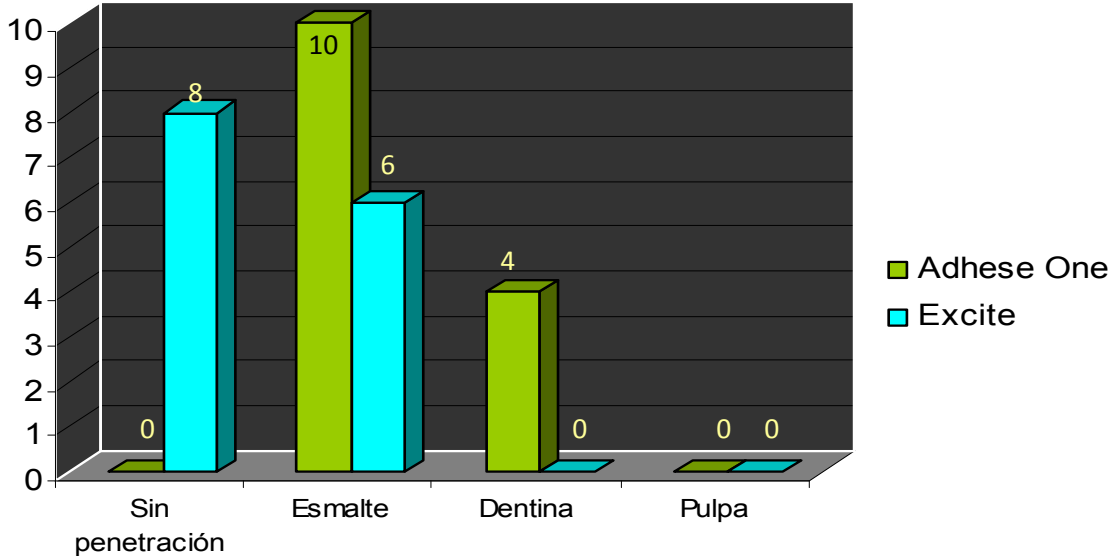
0 = no penetró

1 = penetró esmalte

2 = penetró dentina

3 = penetró pulpa.

La Gráfica 4 presenta los resultados de microfiltración de Excite y Adhese One, en la cual se observa nuevamente que la microfiltración del Adhese One fue mayor que la del Excite.



Gráfica 4. Frecuencia de microfiltración de los sistemas adhesivos Adhese One y Excite.

10. DISCUSIÓN

El principal objetivo de los adhesivos dentales es brindar retención a los cementos o compuestos con material de relleno, además un buen adhesivo debe ser capaz de prevenir la filtración a lo largo de los márgenes de una restauración.

Clínicamente, la falla en las restauraciones ocurre frecuentemente debido a un sellado inadecuado, al notarse decoloración de los márgenes de la cavidad producidos por la microfiltración.¹¹

La capacidad adhesiva de los sistemas adhesivos, se basa en una adhesión bifuncional, en la que un grupo funcional se adhiere al esmalte y la dentina y otro grupo funcional se une a la resina compuesta.

En cuanto a la unión del esmalte y la dentina, el mecanismo principal de adhesión es la adhesión micromecánica. Esto se logra por un intercambio, en el cual el material inorgánico del diente es reemplazado por monómeros de resina que se entrelazan durante la polimerización.¹¹

La difusión y la capilaridad son los mecanismos principales para obtener una retención micromecánica. Microscópicamente este proceso se denomina hibridación porque está formado por elementos de distinta naturaleza ya que éste proceso consiste en entrecruzamientos simples de la resina con las microretenciones del esmalte, así como un entrecruzamiento de la resina con la retícula de colágeno expuesta en la dentina. Sin embargo, los recientes adhesivos autograbantes con un pH relativamente alto, no exponen por completo la retícula de colágeno.

Considerando Los mecanismos de adhesión se pueden definir los requerimientos de los sistemas adhesivos.

Los entrecruzamientos micromecánicos ocurrirán después de la desmineralización (ya sea por ácido grabador o por algún monómero ácido que contenga el sistema adhesivo autograbante), la infiltración de la resina y la formación del polímero. Como consecuencia, una remoción adecuada del barrillo dentinario, junto con la desmineralización del esmalte y dentina, buena humectación, difusión, penetración y

buena polimerización de los componentes de resina son importantes para tener una buena adhesión.

Los sistemas adhesivos se pueden clasificar en dos grupos principales: Lavar & Enjuagar (E&R) y Adhesivos Autograbantes (SEAs), todos ellos contienen componentes similares independientemente del número de botellas que implique cada sistema adhesivo.¹¹

Tradicionalmente los adhesivos contienen monómeros de resinas acrílicas, solventes orgánicos, iniciadores e inhibidores y algunas veces partículas de relleno.

La información que brinda el fabricante sobre la composición de los sistemas adhesivos Adhese One y Excite es la siguiente:

- Adhese One: Mezcla de derivados de Bis-acrilamida, agua, bis-metacrilamida dihidrógeno fosfato, amino ácido acrilato, hidroxialquilo metacrilamida, dióxido de silicio altamente disperso, catalizadores y estabilizadores.²³
- Excite: HEMA, acrilato de ácido fosfónico, Bis- GMA, Dimetacrilato, óxido de silicio, altamente disperso, etanol, catalizadores y estabilizadores.²²

Para asegurar una buena unión covalente entre el adhesivo y la resina compuesta, los adhesivos contienen monómeros de resina, los cuales al igual que en la resina compuesta también se conocen como matriz orgánica y su función consiste en brindar estructura, continuidad y propiedades físico-mecánicas como es la resistencia.¹¹

Los monómeros deben considerarse por tanto como los componentes más importantes de los adhesivos ya que son el componente clave de estos.

Se pueden distinguir dos tipos de monómeros, los de uniones cruzadas y los funcionales. Mientras que el último tiene sólo un grupo polimerizable, los monómeros de uniones cruzadas tienen dos o más grupos polimerizables. (grupo vinil C=C) o más. La mayoría de los monómeros funcionales también exhiben un grupo químico en especial, el también llamado grupo funcional, el cual impartirá funciones específicas al monómero.¹¹

Los monómeros funcionales van a formar polímeros lineales a lo largo de la polimerización, en contraste con los monómeros de uniones cruzadas, los cuales forman redes de polímeros. Comparado con los polímeros lineales, los de uniones cruzadas han demostrado tener mejor resistencia mecánica.

La estructura de los monómeros se puede dividir en tres partes distintas:

- 1) uno o más grupos polimerizables
- 2) un espaciador (en el cual se encuentran insertados los grupos polimerizables)
- 3) un grupo funcional.¹¹

Los acrilatos y en especial los monómeros metacrilatos son los más comunes dentro de los grupos polimerizables. En general las ventajas de los sistemas acrílicos son su fácil reacción de polimerización por radicales así como su carácter incoloro e insípido.

La principal diferencia entre acrilatos y metacrilatos es su reactividad. En contraste con los metacrilatos, los dobles enlaces de los acrilatos son mucho más reactivos y pueden por lo tanto tener problemas de tiempo de vida y biocompatibilidad. Además los metacrilatos son menos sensibles a la inhibición de oxígeno.

Tanto acrilatos y metacrilatos son vulnerables a la degradación por agua (hidrólisis) de su grupo éster. Un nuevo grupo de monómeros, metacrilamidas, fue diseñado para superar esos problemas. Las metacrilamidas tienen un grupo amida en lugar de un grupo éster, el cual es más resistente al agua.¹¹

El espaciador en el monómero tiene la función de mantener al grupo funcional y al grupo polimerizable separados, además éste tiene una influencia importante en las propiedades del monómero y el polímero resultante.

El espaciador generalmente es una cadena alquílica, pero también puede contener otros grupos como éster, amida u otros grupos aromáticos.

La polaridad del espaciador va a determinar en parte la solubilidad del monómero en presencia de agua y otros solventes.¹¹

La capacidad hidrofílica del espaciador puede ocasionar sorción acuosa, lo cual genera mayor susceptibilidad a la hidrólisis del monómero así como hinchazón y decoloración

de la resina polimerizada. Por lo anterior se infiere que el sistema adhesivo Adhese One al contener un grupo alquilo en su composición presentó resultados mayores de solubilidad y sorción (Solubilidad 0.252 mg/mm^3 , Sorción 0.619 mg/mm^3) en contraste con el sistema adhesivo Excite (Solubilidad 0.122 mg/mm^3 , Sorción 0.252 mg/mm^3)¹¹ El tamaño del espaciador determina la viscosidad del monómero y por consecuencia la humectación y penetración de éste, también influye en la flexibilidad del monómero.

El grupo funcional de los monómeros funcionales muestran propiedades hidrofílicas generalmente. Este grupo debería cubrir diversos objetivos: asegurar la humectación y desmineralización de la dentina, pero también liberar fluoruro o impartir al monómero propiedades antibacteriales. Los también llamados monómeros funcionales promotores de la adhesión, aseguran una resistencia a la adhesión del sistema adhesivo a la dentina por sus propiedades hidrofílicas.

Los grupos funcionales comúnmente usados en monómeros comerciales son fosfatos, ácido carboxílico y grupos alcohol. El ácido sulfónico, fosfato, fosfanato y grupos carboxílicos se disociarán para liberar protones en soluciones acuosas y serán capaces de reaccionar en reacciones ácido-base.¹¹

Dependiendo de diversos factores como el comportamiento hidrofílico, los monómeros de metacrilatos son susceptibles a la hidrólisis en soluciones acuosas.

No sólo los grupos éster de los acrilatos se pueden hidrolizar, los grupos fosfato y carboxílico empleados en los grupos funcionales también son vulnerables a la hidrólisis por agua. Esta es otra de las razones por las cuales se infiere que el sistema Adhese One presentó mayor solubilidad que el sistema Excite ya que en su monómero funcional también contiene un grupo fosfato (bismetacrilamida dihidrógeno fosfato), lo que el sistema adhesivo Excite no presenta, además esto favorece la microfiltración, lo cual puede confirmar lo anteriormente mencionado ya que el sistema adhesivo Adhese One penetró a esmalte en un 71 % en comparación con el sistema adhesivo Excite que penetró el esmalte en un 43%.¹¹

El HEMA es un monómero de tamaño molecular pequeño, el cual es muy biocompatible a pesar de que al no estar polimerizado es alergénico. El HEMA en su presentación no polimerizada viene como un fluido que se solubiliza en agua, etanol o acetona. Además tiene la capacidad de evaporarse de la solución del adhesivo en pequeñas

cantidades. Otra de sus características es su comportamiento hidrófilo. Aunque éste monómero no se puede utilizar como un agente desmineralizante, su característica hidrófila lo convierte en un excelente promotor de la adhesión, ya que asegura el mojado de la dentina, en realidad el HEMA mejora significativamente las fuerzas de adhesión. No obstante absorbe agua.

Esta característica es muy importante resaltarla ya que a pesar de su hidrofília, al aumentar la resistencia a la adhesión con la dentina, se infiere disminuye la filtración marginal, ya que a mayor resistencia a la adhesión mayor retención del material y mejor sellado marginal teniendo en cuenta una colocación adecuada de la resina compuesta, por consiguiente se pueden corroborar los resultados obtenidos en el presente estudio donde el sistema adhesivo Excite al contener HEMA presenta menor microfiltración (porque contiene dimetacrilatos que aumentan su resistencia mecánica y forman polímeros reticulares ya que los dimetacrilatos son monómeros de uniones cruzadas y tienen esa característica) que el sistema adhesivo Adhese One, como se menciona anteriormente en los resultados.

Otro de los argumentos por los cuales el sistema adhesivo Excite presenta menor sorción que el sistema adhesivo Adhese One es que el primero contiene dimetacrilatos como el Bis- GMA que por su comportamiento hidrofóbico, esta característica disminuye la absorción de agua después de la polimerización con la consiguiente decoloración de la resina del sistema adhesivo. Aunque la sorción de agua es inevitable por los enlaces polares éter y / o los grupos hidroxilo.¹¹

Las metacrilamidas tienen un grupo amida en lugar de un grupo éster. Recientemente las acrilamidas han llamado la atención debido a su mejor resistencia a la hidrólisis en comparación con los acrilatos convencionales que contienen grupos éster. La llegada de los sistemas adhesivos autograbantes, que contienen en general agua como solvente y un pH ácido, tienen problemas de hidrólisis de los monómeros y con ello una reducción en el tiempo de vida.

El sistema adhesivo Adhese One contiene bis-acrilamidas en su composición, de modo que mejore el tiempo de vida del adhesivo, sin embargo se requiere de más investigación sobre sus características de solubilidad, reacción de polimerización y otras propiedades físicas, ya que se infiere que a pesar de estas mejoras, aún no

supera las propiedades que brindan monómeros como el HEMA con respecto a la solubilidad y sorción y por consiguiente la microfiltración.¹¹

En cuanto a la microfiltración es importante resaltar que el patrón de grabado requerido para estabilizar la adhesión difiere de acuerdo con el sistema adhesivo empleado. La profundidad del patrón de grabado y la superficie de esmalte y dentina removida depende del tipo de ácido, concentración del ácido, duración y aplicación del ácido. Por consiguiente es cuestionable si los sistemas adhesivos autograbantes sin un ácido adicional fuerte son capaces de brindar suficiente esmalte y dentina grabados para tener una buena resistencia a la adhesión.

La aplicación de un sistema adhesivo autograbante no crea un patrón de grabado de esmalte con la profundidad que se crea con el ácido fosfórico y este hecho afecta negativamente la adhesión. Los componentes ácidos de los sistemas adhesivos autograbantes disuelven el barrillo dentinario, se ha sugerido que la infiltración pobre de la resina del adhesivo en la dentina desmineralizada deja nanoespacios en la capa híbrida y las fibras de colágeno desprotegidas en tal región podrían ser susceptibles a la degradación por fluidos orales y enzimas bacteriales.

Además la capa híbrida es más delgada, los sistemas adhesivos autograbantes desmineralizan parcialmente la superficie de la dentina y simultáneamente infiltran monómeros de resina en la matriz de la dentina, resultando en una capa híbrida que contiene diseminados cristales de apatita.

El monómero funcional ácido presente en el primer autograbante, puede interactuar con los iones de calcio para formar sales de calcio, las características cristalinas de la matriz de dentina, pueden afectar la adhesión de los sistemas adhesivos autograbantes. Sidhu en el artículo de Özer²⁵ et al. estableció en un estudio que los adhesivos que contenían glicidil metacrilato fueron significativamente más efectivos en reducir la microfiltración.

Los resultados obtenidos de microfiltración del sistema adhesivo Excite (43% esmalte) fueron menores que los obtenidos por el sistema Adhese One (71% esmalte), esto es debido a la presencia de Bis GMA según la información proporcionada por el fabricante.²²

En cuanto a los resultados de contracción y porcentaje de encogimiento, se puede observar que el sistema adhesivo Adhese One presenta menor encogimiento (7.5%) que el sistema adhesivo Excite (7.8%). En realidad el sistema Adhesivo Adhese One

presenta un comportamiento atípico en esta prueba, ya que en la gráfica se muestra que el sistema adhesivo alcanza un pico de contracción por polimerización, y después éste desciende mostrando una supuesta expansión del sistema adhesivo, esto se cree que ocurre ya que al contener bis-acrilamidas en su composición, absorbe agua de la atmósfera y esto favorece la expansión del material, en contraste con el sistema Adhesivo Excite, al contener dimetacrilatos previenen la absorción de agua después de la polimerización, por lo que se sugiere que esta prueba se realice en un medio libre de humedad para poder observar si los resultados arrojan unos valores típicos de contracción por polimerización.¹¹

Otra de las sugerencias que se proponen para estudios siguientes es la de realizar las pruebas de los sistemas adhesivos en el espesor de película que se trabaja normalmente. En este estudio se encontró que al someter las muestras a un espesor mayor del que se requiere en el uso clínico, se necesita de mayor tiempo de polimerización y esto puede producir una degradación del material ya que se rompen enlaces del adhesivo y por consiguiente el material se vuelve quebradizo como se muestra en la (Figura 57)

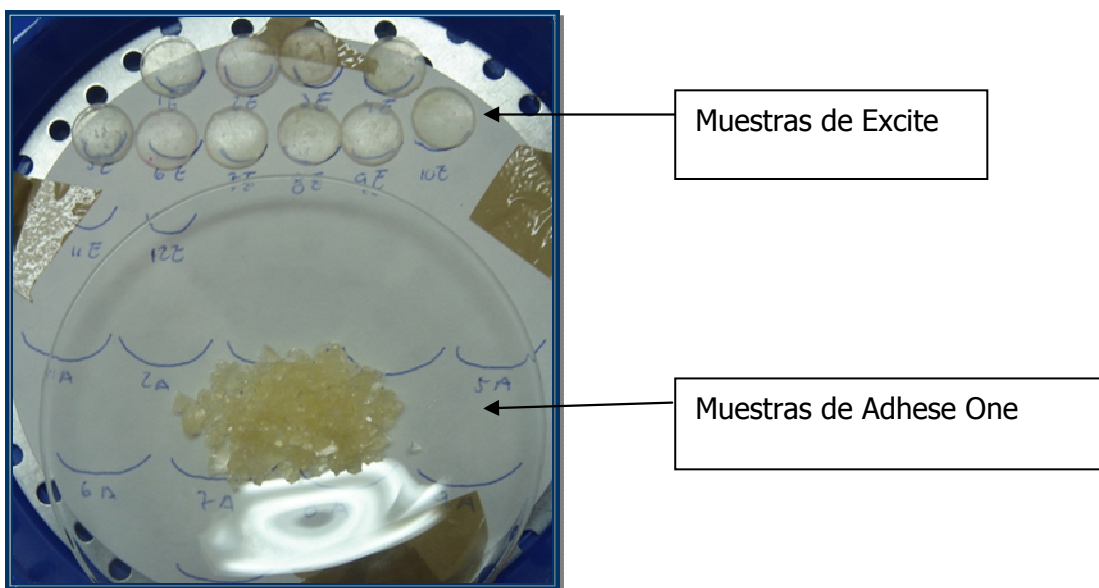


Figura 57. Las muestras de Adhese One se fragmentaron durante la prueba de solubilidad y sorción acuosa.

11. CONCLUSIÓN

La hipótesis de trabajo que se establece al comienzo del presente estudio no se cumple en su totalidad ya que el sistema adhesivo de quinta generación (Excite) presenta mejores propiedades de solubilidad y sorción, así como microfiltración que el sistema adhesivo de séptima generación (Adhese One), el cual sólo presenta mejores propiedades con respecto a la prueba de contracción por polimerización.

Se puede concluir que los resultados obtenidos están en función de la composición de los sistemas adhesivos. Estos resultados deben someterse a una valoración ya que pueden presentar una alteración por el volumen de la película formada en las pruebas de solubilidad, sorción y contracción por polimerización; los espesores no fueron los que se emplean en el uso clínico, por lo tanto se puede presentar la degradación del material al someterse a mayor tiempo de polimerización. Otro de los factores que interfirió en una de las pruebas fue la presencia de humedad que al parecer afectó el comportamiento de un sistema adhesivo al momento de realizar la prueba de contracción por polimerización.

12. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Gómez de Ferraris M, Campos M. Histología y Embriología Bucodental. Segunda edición. Editorial Médica Panamericana, España, 2003
2. Philiat R. Garant. Oral cells and tissues. DMD Quintessence Publishing CO, INC. Canadá, 2003
3. Anusavice, K.J. Ciencia de los materiales dentales de Phillips. Décima edición. Editorial Mc Graw Hill Interamericana. México. 2004.
4. Craig R., Powers J., Restorative dental materials. Onceava edición. Mosby, 2002
5. O'Brien W., Dental materials and their selection. Tercera edición. Quintessence Publishing. Canada. 2002
6. Barajas de la Vega L. y Barceló F., Estudio comparativo de adhesión a dentina por medio de resistencia al desalojo por empuje entre sistemas con y sin grabado ácido. Revista Odontológica Mexicana 11 (4) (2007) 181-184
7. Ferracane J., Materials in Dentistry. Principles and Applications. Segunda edición. Editorial Lippincott Williams and Wilkins. 2001
8. Craig R, Wataha J. Dental materials. Properties and manipulation. Octava edición. Editorial Mosby. Missouri. 2002.
9. Cova J. Biomateriales dentales. Primera edición. Editorial AMOLCA. México D.F. 2004
10. Martin N, Jedyakiewicz N. Measurement of water sorption in dental composites. Biomaterials 19 (1998) 77- 83
11. Van Landuyt, Snauwaert, De Muncka, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. Biomaterials 28 (2007) 3757–3785
12. Barceló F, Palma. Materiales dentales: Conocimientos básicos aplicados. Primera edición. Editorial Trillas. México. 2002
13. Guzmán B. Biomateriales Odontológicos de Uso Clínico, Editorial ECOE EDICIONES. Tercera edición. Colombia. 2003.
14. Ortega Flores R., Bader M., Ehrmantraut N. M., Estudio comparativo IN VITRO de la resistencia al desgaste de 3 resinas compuestas de nanotecnología y 3 resinas compuestas convencionales. Universidad de Chile, Facultad de Odontología, Departamento de Odontología restauradora. Trabajo de investigación requisito para optar al título de Cirujano dentista. Chile. 2005.

15. Malacarne J., Carvalho R, Goes M, Suizero N, Phasheley D. Water sorption/ solubility of dental adhesive resins. Dent Mat. 22 9/3-960, 2006
16. Diaz-Arnold A. M., Arnold M.A. and Williams V.D. Measurement of Water Sorption by Resin Composite Adhesives with Near-Infrared Spectroscopy, J Dent Res 71 (3):438-442, (1992)
17. Martin et al. Higroscopic expansion and solubility of composite restoratives. Dental Materials 19 (2003) 77-86
18. Ferracane. Higroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks., Dental Materials (2006) 22, 211-222
19. Watts DC, Cash AJ. Determination of polymerization kinetics in visible light cured materials: Method development. Dent Mat, 7:281-7. 1991.
20. Latorre-García M, Álvarez-Gayosso C, Barceló Santana F, Vera Graziano R. Study of shrinkage-strain of contraction rates of commercial and experimental compomers. Dent Mat 22 1063-1070. 2006.
21. ISO/TS 11405:2003 Technical specification. Dental materials-Testing of adhesion to tooth structure. Second edition 2003
22. Instructivo del sistema adhesivo Excite
23. Instructivo del sistema adhesivo Adhese One.
24. American Dental Association. Specification No. 27 .Resinas compuestas.
25. Füsün Özer, Abdulkadir Sengun Bora Ozturk, Esra Can Say, Junji Tagami. Effect of tooth age on microtensile bond strength of two fluoride-releasing bonding agents. Journal of Adhesive Dentistry 7 (2005) 289-295.