



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

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

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

MÓNICA ITURBIDE MEDELLÍN

TUTORA: DRA. MARIANA LATORRE GARCÍA

ASESOR: DR. CARLOS ANDRÉS ÁLVAREZ GAYOSSO



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.

Agradezco el apoyo por parte del proyecto PAPIIT IN114608 "Desarrollo de adhesivos para ortodoncia y resinas compuestas para uso en odontología" para realizar este trabajo.

AGRADECIMIENTOS

Le agradezco a Dios por darme la fuerza para caminar y por nunca abandonarme.

A mis papas por su ejemplo y enseñarme el verdadero sentido de la vida; por darme el valor, apoyo y ayuda para cumplir mis metas; y sobre todo por su amor incondicional. No existen palabras para agradecerles todo. Los amo.

A mi hermano Carlos por su compañía, sus consejos y por darme la oportunidad de crecer juntos. Gracias por ser mi mejor amigo. Te amo.

A mi familia, mi abuelita, tíos y primos por ayudarme a crecer como persona con cada una de sus enseñanzas, por poder contar con ustedes siempre en las buenas y en las malas. Los adoro.

A mis amigos por los grandes momentos que hemos pasado juntos. Los adoro.

A mis maestros por todas sus enseñanzas, consejos, apoyo y paciencia, en especial al Mtro. Javier de la Fuente, a la Dra. Mariana Latorre, al Dr. Alejandro Hinojosa, y al Dr. Carlos Álvarez Gayosso.

A mis pacientes por confiar en mí.

A la Universidad Nacional Autónoma de México por poder sentirme orgullosa de formar parte de ella. "Por mi raza, hablará el espíritu"

ÍNDICE

Resumen.....	1
1.0 Introducción.....	2
2.0 Marco Teórico.....	3
2.1 Tejidos dentarios.....	3
2.1.1 Esmalte.....	3
2.1.1.1 Propiedades físicas.....	4
2.1.1.2 Histología.....	4
2.1.2 Dentina.....	5
2.1.2.1 Propiedades físicas.....	6
2.1.2.2 Histología.....	7
2.1.2.2.1 Clasificación histopográfica.....	8
2.1.2.2.2 Clasificación histogenética.....	9
2.2 Adhesión.....	10
2.2.1 Definición.....	10
2.2.2 Clasificación de la adhesión.....	10
2.2.2.1 Física.....	10
2.2.2.2 Química o adhesión específica.....	11
2.2.3 Principios básicos de la adhesión.....	14
2.2.3.1 Energía superficial y tensión superficial.....	14
2.2.3.2 Humectación.....	14
2.2.3.3 Ángulo de contacto de humectación.....	14
2.2.3.4 Capilaridad.....	15
2.2.4 Adhesión a esmalte.....	16

2.2.5 Adhesión a dentina.....	18
2.3 Polimerización.....	20
2.3.1 Definición.....	20
2.3.2 Tipos de polimerización.....	20
2.3.3 Medios para iniciar la polimerización.....	20
2.3.4 Etapas de la polimerización.....	21
2.3.5 Activación química.....	21
2.3.6 Activación por luz.....	22
2.3.6.1 Lámparas.....	22
2.3.6.1.1 Lámparas de fotocurado.....	22
2.4 Adhesivos dentales.....	23
2.4.1 Definición.....	23
2.4.2 Características.....	23
2.4.3 Evolución de los adhesivos dentinarios.....	24
2.5 Resinas compuestas.....	26
2.5.1 Composición y reacción química.....	27
2.5.1.1 Matriz orgánica.....	27
2.5.1.2 Plastificantes.....	27
2.5.1.3 Relleno inorgánico.....	27
2.5.1.4 Agentes de enlace o acoplamiento.....	29
2.5.1.5 Sistemas de activación.....	29
2.5.1.6 Inhibidores de la polimerización.....	30
2.5.1.7 Estabilizadores de color.....	30

2.5.1.8 Pigmentos.....	30
2.5.2 Propiedades de las resinas compuestas.....	31
2.5.2.1 Contracción por polimerización.....	31
2.5.2.2 Sorción acuosa.....	31
2.5.2.3 Solubilidad.....	32
3.0 Planteamiento del problema.....	33
4.0 Justificación.....	34
5.0 Hipótesis.....	35
5.1 Hipótesis de trabajo.....	35
5.2 Hipótesis nula.....	35
5.3 Hipótesis alterna.....	35
6.0 Objetivos.....	36
6.1 Objetivo general.....	36
6.2 Objetivos específicos.....	36
7.0 Metodología.....	37
7.1 Tipo de estudio.....	37
7.2 Variables.....	37
7.2.1 Variables dependientes.....	37
7.2.2 Variables independientes.....	37
7.3 Criterios de selección.....	38
7.3.1 Criterios de inclusión.....	38
7.3.2 Criterios de exclusión.....	38
7.4 Población de estudio.....	38

7.5	Diseño experimental.....	38
7.6	Materiales y método.....	39
7.6.1	Materiales y equipo.....	39
7.6.2	Método.....	41
8.0	Resultados.....	59
8.1	Contracción por polimerización y encogimiento.....	59
8.2	Microfiltración.....	61
8.3	Solubilidad y sorción acuosa.....	63
9.0	Discusión.....	65
10.0	Conclusiones.....	75
11.0	Referencias bibliográficas.....	76

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Características generales de los sistemas adhesivos.....	25
Tabla 2. Valores promedio y estadísticos de encogimiento de los adhesivos evaluados.....	60
Tabla 3. Resultados en microfiltración de Solobond M.....	61
Tabla 4. Resultados en microfiltración de Futurabond NR.....	62
Tabla 5. Valores promedio y resultados estadísticos de solubilidad y sorción acuosa de los adhesivos evaluados.....	63

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Estructura del tejido dentario.....	3
Figura 2. Dentina primaria y dentina secundaria.....	9
Figura 3. Enlace iónico.....	12
Figura 4. Ángulo de contacto de humectación.....	15
Figura 5. Antes y después del grabado ácido.....	17
Figura 6. Barrillo dentinario.....	18
Figura 7. Clasificación contemporánea de los adhesivos.....	24
Figura 8. Cera roja de 0.30g de peso y anillo de bronce de espesor 1.24mm.....	41
Figura 9. Cera con 1.24mm de espesor.....	41
Figura 10. Eliminación del centro con un sacabocados.....	42
Figura 11. Colocación del adhesivo.....	42
Figura 12. Transductor y programa PICO ADC-16.....	43
Figura 13. Fotopolimerización de la muestra.....	44

Figura 14. Pulidor metalográfico.....	45
Figura 15. Paralelizador.....	46
Figura 16. Diente montado en acrílico.....	46
Figura 17. Preparación de cavidad.....	47
Figura 18. Colocación del sistema adhesivo Solobond M.....	47
Figura 19. Colocación del sistema adhesivo Futurabond NR.....	49
Figura 20. Resina compuesta Grandio de Voco.....	51
Figura 21. Especímenes en agua.....	51
Figura 22. Termociclado.....	52
Figura 23. Temperatura del termociclado.....	52
Figura 24. Capa de barniz.....	53
Figura 25. Tinción de azul de metileno al 2%.....	53
Figura 26. Recortadora.....	53
Figura 27. Molde de metal.....	54
Figura 28. Colocación de los sistemas adhesivos en el molde.....	55
Figura 29. Fotopolimerización de la muestra.....	56
Figura 30. Muestras en el desecador.....	56
Figura 31. Gráfica típica del encogimiento del sistema adhesivo Solobond M.....	59
Figura 32. Gráfica típica del encogimiento del sistema adhesivo Futurabond NR.....	59
Figura 33. Gráfica de encogimiento entre el sistema adhesivo Solobond M con el Futurabond NR.....	60

Figura 34. Gráfica de contracción por polimerización entre el sistema adhesivo Solobond M con el Futurabond NR.....	60
Figura 35. Gráfica de microfiltración del sistema adhesivo Solobond M.....	61
Figura 36. Gráfica de microfiltración del sistema adhesivo Futurabond NR.....	62
Figura 37. Gráfica comparativa de microfiltración del sistema adhesivo Solobond M con el sistema adhesivo Futurabond NR.....	62
Figura 38. Gráfica de comparación de solubilidad y sorción acuosa del sistema adhesivo Solobond M con el sistema adhesivo Futurabond NR.....	63
Figura 39. Molécula del TMPTMA.....	69

RESUMEN

Los materiales dentales han evolucionado con base en las demandas del campo odontológico. En la actualidad, se introducen constantemente en el mercado nuevos sistemas adhesivos. Uno de los problemas para el cirujano dentista es realizar una elección adecuada del adhesivo que cumpla con los estándares de control de calidad establecidos por las normas internacionales.

Objetivo Comparar los valores de contracción por polimerización, microfiltración, solubilidad y sorción acuosa de dos adhesivos, uno de quinta generación (Solobond M, Voco) y el otro de sexta generación (Futurabond NR, Voco). **Método** Para la prueba de contracción se realizaron 10 muestras de cada adhesivo. Para la prueba de microfiltración, 10 dientes por adhesivo, montados en acrílico, se realizó una cavidad y se obturaron siguiendo las instrucciones del fabricante con una resina compuesta (Grandio, Voco). Las muestras fueron termocicladas, colocadas en azul de metileno al 2 % y cortadas para analizarlas con microscopio. Para la solubilidad y sorción acuosa, 10 muestras de cada 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** Solobond M presentó valores mayores de contracción en comparación con Futurabond NR. En las pruebas de microfiltración, solubilidad y sorción acuosa Solobond M presentó valores menores que Futurabond NR. **Conclusiones** Es importante conocer los componentes de cada adhesivo para poder predecir su comportamiento clínico, ya que independientemente de que sea de grabado y enjuague o autograbado, lo importante es su composición química.

1.0 INTRODUCCIÓN

Los materiales dentales han ido evolucionando con base en las demandas del campo odontológico y su papel en la historia de la Odontología es sumamente importante.

En la actualidad, constantemente se introducen al mercado dental nuevos materiales, como es el caso de los sistemas adhesivos. Probablemente, el fenómeno de adhesión es el procedimiento que más ha revolucionado a la Odontología en las últimas décadas.

La adhesión es el estado o fenómeno por el cual dos superficies o materiales diferentes se mantienen unidos por fuerzas interfaciales, ya sea por uniones físicas, por uniones químicas o ambas. Se define como adhesivo, a toda sustancia que interpuesta entre dos superficies, las mantiene unidas por traba mecánica, por unión química o por la interacción de ambas.^{1,2}

Uno de los problemas actuales para el cirujano dentista es realizar una elección adecuada de sistemas adhesivos que cumplan con los estándares de control de calidad establecidos por las normas internacionales. Por ello, es importante realizar estudios sobre las propiedades de los sistemas adhesivos como son microfiltración, contracción por polimerización, solubilidad y sorción acuosa entre otras, con el propósito de tener un conocimiento más amplio y fidedigno, y así lograr tratamientos exitosos con materiales de buena calidad.

2.0 MARCO TEÓRICO

2.1 TEJIDOS DENTARIOS

Los dientes tienen estructuras mineralizadas: esmalte, dentina y cemento. La dentina rodea a la cámara pulpar y al conducto radicular y está recubierta en la corona por esmalte y en la raíz por cemento. Por lo tanto, la mayor parte de la superficie dura del diente está conformada por dentina. El esmalte y el cemento se unen entre sí en el cuello del diente, a esto se le llama unión amelocementaria.³ (Figura 1).

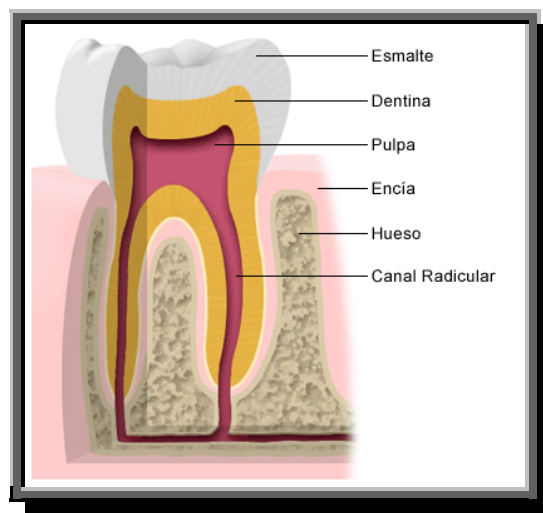


Figura 1. Estructuras del tejido dentario

2.1.1 ESMALTE

El esmalte es la sustancia más dura del cuerpo, es transparente y su tonalidad se debe al color de la dentina subyacente. Contiene 96% de hidroxapatita cálcica y 4% de material orgánico y agua. Su porción calcificada está compuesta de cristales grandes recubiertos con una capa delgada de matriz orgánica. Sus constituyentes orgánicos son las glucoproteínas de alto peso molecular.³

2.1.1.1 PROPIEDADES FÍSICAS

- Dureza: Su dureza está en relación directa con el grado de mineralización y corresponde al número cinco en la escala de Mohs (que equivale a la apatita).⁴
- Elasticidad: Es baja porque depende del contenido de agua y matriz orgánica. El esmalte es, por lo tanto, un tejido frágil con tendencia a las fracturas cuando no tiene soporte dentinario.⁴
- 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 las zonas más delgadas, es blanco-amarillenta. Su transparencia se atribuye a variaciones en el grado de calcificación; a mayor mineralización, mayor translucidez.⁴
- Permeabilidad: Es escasamente permeable, sin embargo según estudios realizados con marcadores radioactivos o radioisótopos, puede actuar como una membrana semipermeable lo que permite la difusión del 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.⁴
- Radiopacidad: Es el órgano dentario más radiopaco del cuerpo humano por su grado de mineralización.⁴

2.1.1.2 HISTOLOGÍA

Al esmalte lo conforman células conocidas como ameloblastos, que producen esmalte diariamente. Durante su formación, la calidad del esmalte producido varía con la salud de la madre durante las etapas prenatales o de la persona después del nacimiento. Es una sustancia muerta debido a que los ameloblastos mueren antes de que brote el diente a la cavidad bucal; el cuerpo no puede reparar el esmalte.³

La unidad estructural básica del esmalte son los prismas, los cuales están compuestos por cristales de hidroxiapatita. El conjunto de prismas forman el esmalte prismático, en la periferia de la corona y en la unión amelodentinaria está el esmalte aprismático. Los segmentos en bastón sucesivos se adhieren entre sí y forman bastones de esmalte (primas), que se extienden sobre todo lo ancho del mismo; desde la unión de la dentina y el esmalte, a la superficie de este último. La orientación del cristal de hidroxiapatita cálcica dentro de los bastones varía y permite subdividir el bastón en una cabeza cilíndrica a la cual está unida una cola (esmalte de interbastones) en forma de un sólido rectangular. El bastón de esmalte refleja así el estado metabólico de la persona durante la época en que se forma el esmalte y tiene como resultado secuencias de segmentos sucesivos de bastones hipocalcificados y calcificados en forma normal. Estas secuencias alternativas se denominan estrías de Retzius. ⁴

La superficie libre de un diente recién erupcionado está recubierta por una sustancia basal similar a una lámina, la cutícula primaria del esmalte, elaborada por las mismas células, y se elimina poco después de erupcionar el diente a la cavidad bucal.³

2.1.2 DENTINA

La dentina es el segundo tejido más duro del cuerpo. Es amarillenta y su gran elasticidad protege al esmalte frágil suprayacente de posibles fracturas. La dentina se compone de 65% a 70% de hidroxiapatita cálcica, 20 a 25% de materiales orgánicos y alrededor del 10% de agua. Casi toda la sustancia orgánica es colágena tipo I relacionada con proteoglicanos y glucoproteínas. ³

Las células que producen dentina se conocen como odontoblastos. A diferencia de los ameloblastos, conservan su nexa con la dentina durante toda la vida del diente. Estas células se localizan en la periferia de la pulpa y sus extensiones citoplásmicas (procesos odontoblásticos) ocupan espacios parecidos a un túnel dentro de la dentina. Estos espacios de tejido llenos de líquido, que se conocen como túbulos dentinarios, se extienden de la pulpa a las uniones de la dentina con el esmalte (en la corona) o el cemento (en la raíz). ³

En la dentinogénesis, los odontoblastos producen dentina. Al igual que el esmalte, su calidad varía con la salud prenatal de la madre o del niño después del nacimiento. Por consiguiente, en todo lo largo del túbulo dentinario, la dentina muestra regiones alternativas de calcificación normal e hipocalcificación, que se identifican histológicamente como líneas de Owen, análogas a las estrías de Retzius en el esmalte. Como los odontoblastos se siguen desarrollando, la dentina tiene la capacidad de repararse a sí misma, se elabora en la superficie de la dentina preexistente dentro de la cámara pulpar, lo que reduce el tamaño de esta última con la edad.³

2.1.2.1 PROPIEDADES FÍSICAS

▪ Color

Es de color blanco amarillento y puede depender de:

- El grado de mineralización en dientes primarios es menor y, por lo tanto, los dientes presentan un tono azul.
- Vitalidad pulpar: cuando los dientes están desvitalizados tienden a ser grisáceos.
- Con la edad, la dentina se torna amarillenta.
- Pigmentos: pueden ser de origen endógeno o exógeno.⁴

▪ Translucidez

Es menor que en el esmalte debido a que ésta tiene menor grado de mineralización.⁴

▪ Dureza

Depende del grado de mineralización por lo que es mucho menor que la del esmalte, pero mayor que la del hueso y el cemento.⁴

▪ Radiopacidad

Depende del grado de mineralización, por lo que al igual que la dureza, es menor que la del esmalte y mayor que la del hueso y el cemento.⁴

- **Elasticidad**

Permite compensar la rigidez del esmalte, amortiguando las fuerzas de masticación.⁴

- **Permeabilidad**

Es más permeable que el esmalte por la presencia de los túbulos dentinarios.⁴

2.1.2.2 HISTOLOGÍA

- **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, la cual está constituida por una matriz mineralizada con una estructura y una composición química característica. 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 dentinario. 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 dentinario brindan vitalidad a la dentina.⁴

Los túbulos siguen un trayecto doblemente curvo, en forma de S, la curva más externa es de convexidad coronaria y la más interna de convexidad apical; en las zonas cuspídeas o incisales el trayecto es rectilíneo. El diámetro de los túbulos es más ancho en la zona cercana a la pulpa y más angosto en la periferia. Sin embargo, se pueden encontrar también algunos túbulos gigantes en la dentina coronaria en la zona de los cuernos pulpares. Los túbulos dentinarios presentan ramificaciones colaterales o túbulos secundarios que parten en ángulo recto y se conectan con los túbulos vecinos.⁴

- **Pared de los túbulos:** Está formada por dentina peritubular o matriz peritubular altamente mineralizada que se produce cuando se termina de completar la mineralización de la dentina intertubular. Ésta se deposita en el túbulo dentinario, de manera lenta y gradual; con la edad puede llegar a obliterar total o parcialmente, los túbulos. La dentina peritubular se caracteriza por no tener colágeno, aunque ocasionalmente se presenta colágeno tipo III.⁴
- **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 hidroxapatita.⁴

2.1.2.2.1 CLASIFICACIÓN HISTOPOGRÁFICA

- **Dentina del manto:** Es la primera dentina sintetizada por los odontoblastos, es una capa delgada y se ubica debajo del esmalte y el cemento.⁴
- **Dentina circumpulpar:** Después de ser formada la dentina del manto, se forma esta dentina y forma el mayor volumen de dentina en el diente y se extiende de la zona del manto a la predentina.⁴
- **Predentina:** Esta capa de dentina no está mineralizada y se sitúa entre los odontoblastos y la dentina circumpulpar. Está atravesada por las prolongaciones de los odontoblastos, acompañados en algunos casos por terminaciones nerviosas. La primera capa de matriz extracelular formada por los odontoblastos es predentina, a medida que ésta se calcifica se forma nueva.⁴

2.1.2.2.2 CLASIFICACIÓN HISTOGENÉTICA

- **Dentina primaria:** Es la primera en formarse y forma la mayor parte de ésta. Desde el punto de vista funcional se deposita desde las primeras etapas de la dentinogénesis hasta que el diente entra en oclusión, comprende la dentina del manto y la circumpulpar. ⁴ (Figura 2).
- **Dentina secundaria:** Es la que se produce después de la formación de la raíz, se deposita lentamente y durante toda la vida del diente. Se forma por dentro de la circumpulpar en la periferia de la cámara pulpar. ⁴ (Figura 2).
- **Dentina terciaria:** También se conoce como dentina de reparación, se forma más internamente deformando la cámara pulpar pero sólo en los sitios en donde se encuentra un estímulo localizado. ⁴

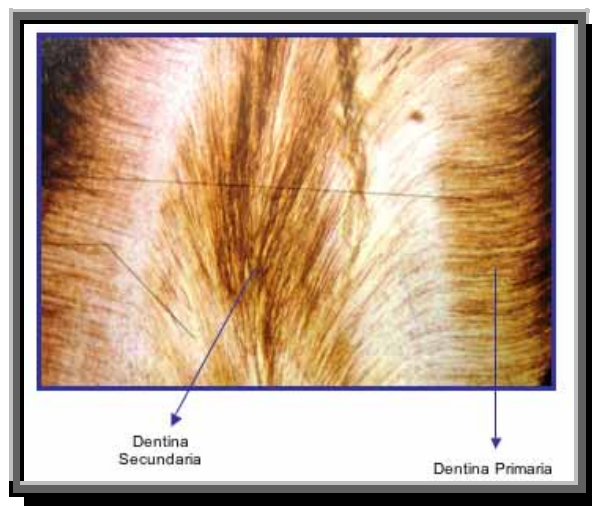


Figura 2. Dentina primaria y dentina secundaria

2.2 ADHESIÓN

2.2.1 DEFINICIÓN

El término adhesión deriva del latín *adhesio* o *adhaesionis*, que significa unir o pegar una cosa con otra.¹

Adhesión es el estado o fenómeno por el cual dos superficies o materiales diferentes se mantienen unidos por fuerzas interfaciales, ya sea por uniones físicas (macro o micromecánicas), por uniones químicas (primarias o secundarias) o por ambas. En la adhesión, las moléculas que se atraen son diferentes, ya que se conoce como cohesión cuando se atraen moléculas del mismo tipo.^{1,2}

Se define como adhesivo a toda sustancia que interpuesta entre dos superficies, las mantiene unidas por traba mecánica, por unión química o por la interacción de ambas. Adherente es el material o superficie sobre la que se aplica el adhesivo.^{1,2}

2.2.2 CLASIFICACIÓN DE LA ADHESIÓN

2.2.2.1 FÍSICA

La adhesión física (retención mecánica) es la que se logra exclusivamente por traba mecánica entre las partes que se van a unir. Se clasifica en:

- Macromecánica

La adhesión macromecánica es aquella que no tiene adhesión específica o química entre la restauración y el tejido dentario. Ésta se logra con el diseño de las cavidades, con objeto de lograr una forma de retención o anclaje.¹

- Micromecánica

Es aquella que se produce por dos mecanismos en los cuales están involucrados las superficies dentarias y los cambios dimensionales.¹

- Efecto geométrico

Se refiere a las irregularidades de superficie que pueden tener dos sólidos en contacto. Dichas irregularidades se producen por un fresado o por un acondicionamiento (grabado ácido). Las irregularidades internas de las restauraciones metálicas se producen en los colados metálicos por efecto de la reproducción en la superficie interna de las irregularidades de la cámara de colados, o con posterioridad por arenado o acondicionamiento ácido. En la cerámica estas irregularidades son producidas por el grabado de su superficie interna con ácido fluorhídrico. En la resina compuesta, se producen por la copia de las irregularidades del modelo sobre el cual se construyeron.¹

- Efecto reológico

Si sobre una preparación cavitaria endurece un semisólido o un semilíquido y éste cambia dimensionalmente, es posible que por contracción o por expansión, se ajuste de tal manera que termine adhiriéndose físicamente a él.¹

2.2.2.2 QUÍMICA O ADHESIÓN ESPECÍFICA

La adhesión química o específica se logra mediante la reacción química entre dos superficies en contacto. Este tipo de adhesión no sólo es capaz de fijar de forma permanente a la restauración con el diente, sino que también puede sellar a los túbulos dentinarios e impedir, la microfiltración y sus problemas derivados.¹

Se clasifica en:

- Por medio de enlaces primarios o atómicos:

- Enlaces iónicos

Son el resultado de la atracción mutua de cargas positivas y negativas. Los enlaces iónicos dan lugar a cristales cuya configuración atómica se basa en el equilibrio de la carga y del tamaño. En Odontología, los enlaces iónicos se presentan en diferentes materiales dentales, como el yeso y los cementos de fosfato.^{1,2} (Figura 3).

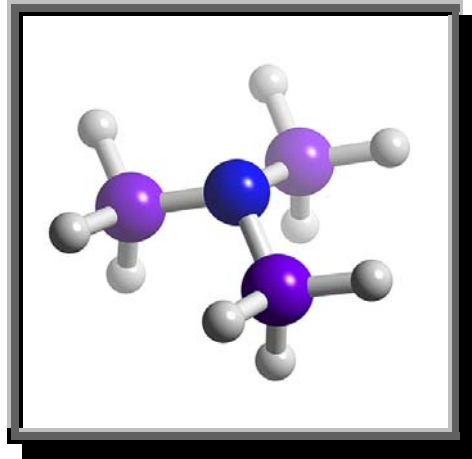


Figura 3. Enlace iónico

- Enlaces covalentes

Es cuando los átomos adyacentes comparten dos electrones de valencia, este enlace se da en muchos compuestos orgánicos, como las resinas dentales, en las que los compuestos forman una columna vertebral de las cadenas de hidrocarburos.^{1,2}

- Enlaces metálicos

Es el resultado del aumento en la extensión espacial de las funciones de onda valencia-electrón cuando se acerca un agregado de átomos metálicos. Los átomos de un cristal metálico se asemejan a un racimo de iones metálicos positivos rodeados de una nube de electrones. Esta estructura es responsable de la excelente conductividad eléctrica y térmica de los metales que está controlada por la facilidad con que los electrones libres se mueven a través del

cristal, mientras que su capacidad de deformación se asocia con el movimiento de átomos a lo largo de los planos del cristal. Durante la deformación, los electrones se reagrupan fácilmente para mantener la naturaleza cohesiva del metal.^{1,2}

- Por enlaces secundarios o moleculares:

Los enlaces secundarios no comparten electrones, en vez de esto, las variaciones en las cargas entre las moléculas o grupos de átomos provocan fuerzas polares que atraen a las moléculas.^{1,2}

- Enlace de hidrógeno

Cuando una molécula de agua se entremezcla con otras moléculas de agua, el hidrógeno (parte positiva) de una molécula es atraída por el oxígeno (parte negativa) de la molécula adyacente, formando puentes de hidrógeno. Esta polaridad es importante a causa de las reacciones intermoleculares de muchos compuestos orgánicos, como la absorción de agua por parte de las resinas dentales sintéticas.^{1,2}

- Fuerzas de Van der Waals

Éstas constituyen la base de la atracción bipolar. En una molécula simétrica, como un gas inerte, el campo del electrón fluctúa constantemente, los electrones de los átomos se distribuyen equitativamente alrededor del núcleo y producen un campo electrostático alrededor del átomo. Sin embargo, este campo puede fluctuar, porque la carga es alternativamente positiva y negativa. Por lo tanto, se crea un dipolo fluctuante que atraerá a otros dipolos similares.^{1,2}

2.2.3 PRINCIPIOS BÁSICOS DE LA ADHESIÓN

2.2.3.1 ENERGÍA SUPERFICIAL Y TENSIÓN SUPERFICIAL

El aumento en la energía por unidad de área de la superficie se denomina energía superficial o tensión superficial.²

El término de tensión superficial se aplica en líquidos y el nombre de energía superficial en sólidos. Éstas se refieren a la atracción de átomos del centro hacia la superficie.^{2, 5}

Para que se produzca adhesión, las interfases de las superficies deben atraerse entre sí. La superficie adherente debe poseer alta energía superficial y el líquido, baja tensión superficial, así se producirá fácilmente la adhesión.⁵

2.2.3.2 HUMECTACIÓN

Al colocar dos superficies sólidas y planas en contacto, no se logra una adhesión completa ya que a nivel microscópico son rugosas y sólo entran en contacto las partes altas. Para adherir estas dos superficies se coloca un líquido entre éstas que fluye hacia todas las irregularidades y ponga en contacto la mayor parte del área superficial. Al líquido se le llamará adhesivo y a la superficie sólida, adherente.⁵

Por lo tanto la humectación o mojado es la capacidad que tiene un líquido para distribuirse en toda la superficie del sólido y con esto lograr una efectiva adhesión.⁵

2.2.3.3 ÁNGULO DE CONTACTO DE HUMECTACIÓN

El ángulo de contacto se mide entre el adhesivo y el adherente y puede determinar hasta qué punto un adhesivo humecta la superficie de un adherente. Se forma en la interfase de un adhesivo y el adherente. El valor del ángulo de contacto depende principalmente de la relación que existe entre las

fuerzas adhesivas del líquido y el sólido, así como de las fuerzas cohesivas del líquido.^{2,5}

Este ángulo se mide por medio de una línea tangente entre el contacto de la superficie y la periferia de la gota del fluido.²

Por lo tanto, cuando existe una mala humectación, es mayor el ángulo de contacto y cuando existe una buena humectación, es menor el ángulo de contacto.⁵ (Figura 4 a, b y c).

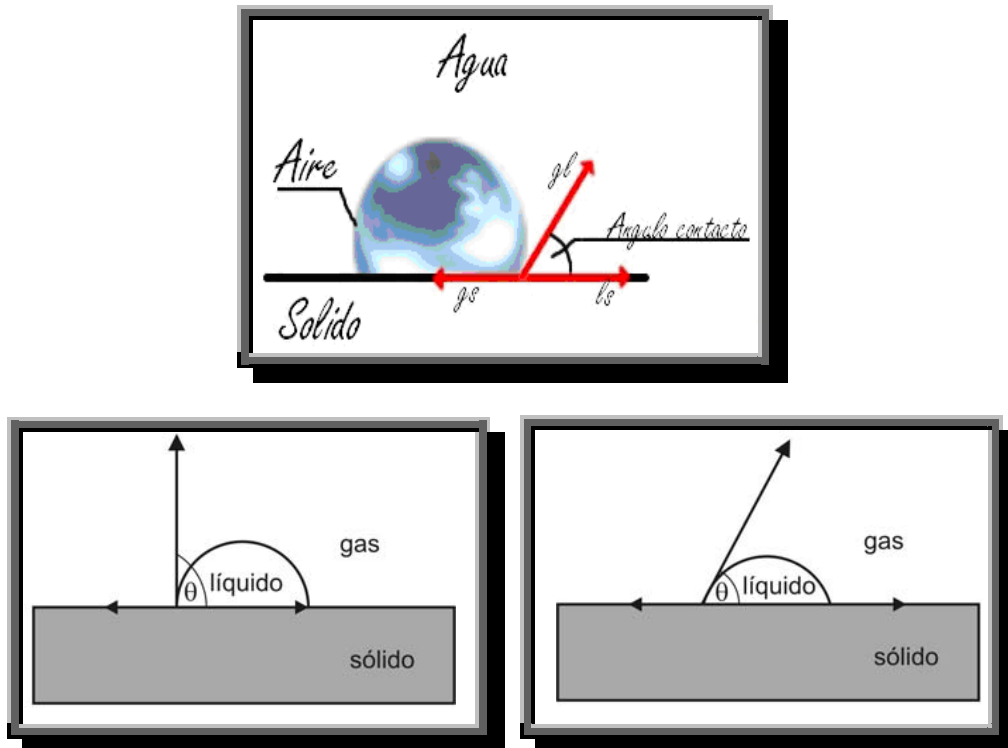


Figura 4 a, b y c. Ángulo de contacto de humectación

2.2.3.4 CAPILARIDAD

Se llama capilaridad a la ocupación de espacios o interfases microscópicas por parte de un líquido y está relacionada con el grado de fluidez y tensión superficial del líquido. La microfiltración se presenta entre el diente y el material de restauración y se debe a este fenómeno.⁵

2.2.4 ADHESIÓN A ESMALTE

El texto de Steenbecker¹ hace referencia a Buonocuore, quien en 1955, mencionó que las soluciones de ácido fosfórico al 85%, aplicadas al esmalte, aumentaban considerablemente la retención de las resinas acrílicas al tejido adamantino.

La acción fundamental de un ácido débil o fuerte (donantes de protones), aplicada sobre una base (receptor de protones), como es el esmalte consiste en:

- Limpiar y activar la superficie del tejido, para transformar estas áreas de baja energía superficial en una superficie de elevada energía superficial.
- Desmineralizar y disolver la matriz inorgánica de los prismas adamantinos, creando microporos, microsurcos y microgrietas que transforman al tejido en un sólido cristalino microporoso, fenómeno conocido como efecto geométrico.

Estas características posibilitan la humectación del tejido y su penetración por un monómero resinoso hidrófilo que quedará retenido en el interior de los microporos (unión micromecánica), a través de un efecto reológico, que se consigue cuando un material cambia de estado dimensional al endurecer químicamente. Las resinas adhesivas que se introducen en estado líquido en el esmalte acondicionado, al polimerizar y transformarse en sólido, generan una retención micromecánica.¹

La superficie del esmalte puede bajar su energía superficial, ya que está expuesta a impurezas causadas por placa bacteriana e instrumentación durante la preparación de cavidades. Un área limpia y de elevada energía superficial, facilita que el esmalte pueda recibir y unirse a un agente adhesivo, más aún si éste tiene una baja tensión superficial. Para que este fenómeno sea posible, es necesario que el adhesivo presente una unión físico-mecánica

efectiva. Este mecanismo es conocido con el nombre de retención o traba micromecánica.¹

Para lograr adhesión a esmalte es imprescindible que la superficie del sustrato adamantino:

- Esté limpio o libre de impurezas
- Presente elevada energía superficial.
- Posea alto poder de humectación entre adhesivo y sustrato, por lo que el adhesivo con el cual se va a unir, debe tener baja tensión superficial y compatibilidad fisicoquímica.

Por lo tanto, la unión al esmalte grabado con ácido (Figura 5) representa el principal medio de retención en la restauración de dientes con resinas compuestas y selladores de fosetas y fisuras.⁶

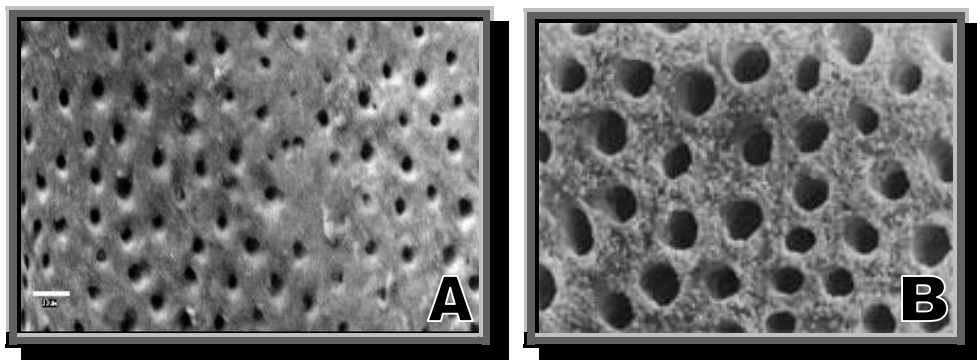


Figura 5. a) Antes del grabado ácido b) Después del grabado ácido

2.2.5 ADHESIÓN A DENTINA

La dentina tallada con fresas y/o piedras no presenta los túbulos dentinarios abiertos, sino que está cubierta con una capa muy especial de dentina modificada denominada barrillo dentinario, siendo conocida también, con los nombres de capa dentinaria modificada, smear layer, lodo dentinario o residuo dentinario.¹ (Figura 6).



Figura 6. Barrillo dentinario

La proyección de tapones del mismo tejido dentro de los túbulos dentinarios se denomina smear plug, fenómeno que ocurre únicamente en dentina superficial o media en la que los túbulos están vacíos y no contienen procesos odontoblasticos. Para poder generar adhesión micromecánica de una resina compuesta a este tejido es imprescindible contar con un líquido capaz de introducirse y polimerizar entrelazado en esa estructura. El líquido de las resinas compuestas no es capaz de hacerlo por su naturaleza hidrofóbica. La adhesión de las resinas a la dentina se alcanza colocando sobre ella un líquido con moléculas hidrofílicas con capacidad de copolimerizar con un adhesivo que contenga grupos hidrófilos e hidrofóbos.¹

Por lo tanto para lograr la adhesión de una resina compuesta a la dentina es fundamental ejecutar dos acciones:

- Desmineralizar o acondicionar con ácido
- Colocar un adhesivo hidrófilo e hidrófobo

Con esto, se crea una capa de dentina que tiene en su estructura un polímero. A esta capa se le denomina capa híbrida.⁷

Existen dos formas de desmineralización de la dentina:

- Desmineralización y eliminación del barrillo dentinario con el uso de ácido fosfórico.

Se utiliza ácido fosfórico al 37% que no sólo elimina la capa de barrillo dentinario, sino que también deja a la dentina expuesta, con un aumento del lumen tubular superficial, al mismo tiempo, expone las fibras colágenas por la eliminación de la capa inorgánica superficial debilitando las fibras pero formando la capa híbrida.

El ácido fosfórico penetra en dentina 25µm y el adhesivo sólo es capaz de penetrar de 3.9 a 4.5µm lo que genera una zona sensible no impregnada por el adhesivo de aproximadamente 20.5 a 2.1µm, susceptible a fallas adhesivas por contracción de polimerización y con alto riesgo de alteración pulpar.

- Conservación de la fase mineral por el uso de adhesivos autoacondicionantes.

Estos contienen ácidos de baja concentración con valores de pH variables, que desmineralizan parcialmente la estructura, graban y forman sales evitando la pérdida mineral. Así se forma la capa de reacción- integración, que permite la adhesión a dentina por formación de una capa químico-micromecánica sin pérdida de mineral.¹

2.3 POLIMERIZACIÓN

2.3.1 DEFINICIÓN

Polimerización es un proceso químico en el que los monómeros (compuestos de bajo peso molecular) se agrupan químicamente entre sí, dando lugar a una molécula de gran peso, llamada polímero, cadena lineal o macromolécula tridimensional. El carbono es el constituyente básico de la mayoría de los polímeros.⁵

2.3.2 TIPOS DE POLIMERIZACIÓN

Los dos tipos principales de polimerización son:

- Polimerización por adición

Una polimerización es por adición si la molécula de monómero pasa a formar parte del polímero sin pérdida de átomos, es decir, la composición química de la cadena resultante es igual a la suma de las composiciones químicas de los monómeros que la conforman.⁵

- Polimerización por condensación

La polimerización es por condensación si la molécula de monómero pierde átomos cuando pasa a formar parte del polímero. Por lo general se pierde una molécula pequeña.⁵

La polimerización por condensación genera subproductos. La polimerización por adición no.

2.3.3 MEDIOS PARA INICIAR LA POLIMERIZACIÓN

Para que se lleve a cabo la polimerización de un monómero, el doble enlace de éste debe romperse por la acción de un iniciador activado.⁵

Esta activación se realiza ya sea por un medio químico o un medio físico. Cuando es por un medio químico, se le conoce como quimiopolimerización o autopolimerización, cuando es por un medio físico y éste es por medio de calor se le llama termopolimerización, y cuando es por un medio físico pero se utiliza una fuente lumínica, se le conoce como fotopolimerización.⁵

2.3.4 ETAPAS DE LA POLIMERIZACIÓN⁸

- **Iniciación**

Esta etapa es de inducción y es donde se activa el iniciador y se efectúa la apertura de los dobles enlaces de cada monómero.

- **Propagación**

En esta etapa se conforma la cadena.

- **Terminación**

En esta etapa ya no se encuentran radicales libres.

- **Transferencia de cadena**

Se unen las cadenas ya terminadas.

2.3.5 ACTIVACIÓN QUÍMICA

Esta activación se basa en el sistema peróxido-amina y el material endurece al mezclar la pasta base y el catalizador. Al mezclar la base con el activador y el iniciador, se produce una reacción que forma un polímero.⁹

En una resina autocurable o de curado químico, la polimerización se produce en los grupos terminales metacrilatos de la molécula de Bisfenol-glicidil-metacrilato (Bis-GMA), así como también del co-monómero de dimetacrilato presente en la resina, como es el caso del tetraetilenglicol que se encuentra en un 25%.⁹

2.3.6 ACTIVACIÓN POR LUZ

Los sistemas fotocurables polimerizan en presencia de luz visible debido a la participación de iniciadores, que liberan radicales capaces de iniciar la polimerización o reacción en cadena. En los sistemas de fotocurado el activador es una sustancia sensible a la luz ultravioleta como las benzofenonas o a la luz visible representado por un sistema amina-dicetona. Cuando se usa la luz azul con una longitud de onda de 440 a 840 nm, la cetona absorbe energía, que permite atraer electrones de la amina para producir dos radicales libres, un derivado de la cetona y otro de la amina que inicia la polimerización.⁹

2.3.6.1 LÁMPARAS

2.3.6.1.1 LÁMPARAS DE FOTOCURADO

Para la polimerización se utilizan lámparas que emplean luz como fuente activadora de la reacción de endurecimiento. Esta luz actúa sobre iniciadores que producen la ruptura del doble enlace del monómero y desencadenar el proceso de polimerización. Los compuestos del material, cuyo principal representante son las canforoquinonas, son especialmente sensibles a la energía lumínica en el rango de 470-475 nm de longitud de onda (luz azul), provocando tras su fotoactivación, la aparición de radicales libres capaces de desencadenar la reacción química. Las lámparas de fotocurado se pueden clasificar en dos tipos:

- Ultravioleta
- Luz visible
 - Lámpara de luz halógena
 - Lámpara de arco de plasma
 - Lámparas de láser : de argón y de diodos
 - Lámpara de diodos (LED)^{9,10 y 11}

2.4 ADHESIVOS DENTALES

2.4.1 DEFINICIÓN

Los adhesivos dentales son materiales utilizados para adherir a las restauraciones dentales, tanto física como químicamente, al esmalte y a la dentina. Estos materiales también buscan sellar el diente y así prevenir la entrada de microorganismos del medio ambiente bucal así como disminuir el movimiento de fluidos.⁹

2.4.2 CARACTERÍSTICAS

Se consideran los siguientes factores:⁹

- Viscosidad

Un adhesivo debe tener baja viscosidad cuando se aplica para penetrar las irregularidades de la superficie como son los túbulos dentinarios y los prismas del esmalte.

- Contracción por polimerización

El endurecimiento del adhesivo usualmente involucra contracción. Debido a que el adhesivo es comprimido por el sustrato, se forman esfuerzos dentro de la unión, las cuales pueden ser suficientemente grandes como para causar un fracaso prematuro.

- Espesor del adhesivo

Las capas gruesas de adhesivos generan uniones más débiles que las capas delgadas. Esto se debe a las imperfecciones o defectos de las capas gruesas o a la mayor deformación que puede tomar lugar bajo un esfuerzo. Las capas delgadas son comprimidas más fácilmente y producen mayor distribución de esfuerzo.

- Tensión superficial

La energía superficial del adhesivo debe ser igual o menor que la del sustrato.

2.4.3 EVOLUCIÓN DE LOS ADHESIVOS DENTINARIOS

La Figura 7 y la Tabla 1 presentan las características generales de los adhesivos.

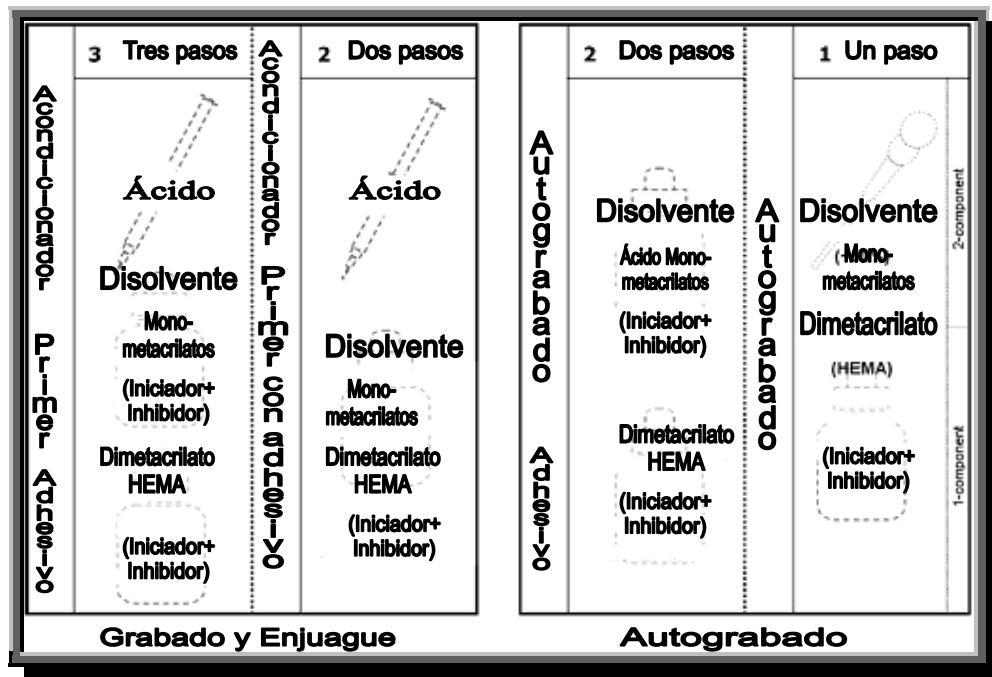


Figura 7. Clasificación contemporánea de los adhesivos.

Los adhesivos dentales se pueden clasificar en dos grupos principales: de grabado y enjuague (E&R) y de auto-grabados. Todos ellos con similares ingredientes, independientemente del número de botellas de las cuales consiste el sistema adhesivo. Sin embargo, la composición proporcional difiere entre las distintas clases de los adhesivos. Tradicionalmente, estos contienen monómeros de resina acrílica, disolventes orgánicos, iniciadores e inhibidores, y a veces partículas de relleno.¹²

GENERACIÓN	APARICIÓN EN EL MERCADO DENTAL	UNIÓN PROPUESTA	RESISTENCIA MPa	DESVENTAJAS
Primera	1980	Unión química de: NPG-GMA Adhesión por quelación del agente adhesivo al calcio. Cianoacrilatos al colágeno	2-3	Al poco tiempo se observaba interfase. Inestabilidad y sensibilidad a la presencia de humedad. Alta contracción de polimerización.
Segunda	1980-1987	Unión química de: Ésteres clorofosforosos al calcio isocianatos al colágeno. Se utiliza la capa de barrillo dentinario como sustrato para la adhesión mediante las resinas Bis- GMA.	2-8	Las restauraciones presentaban microfiltración y sensibilidad postoperatoria.
Tercera	1986-1990	Múltiples pasos, tratamiento ácido de la dentina y unión química, usando NPG-PMDM 4- META HEMA Oxalatos. Interacción mecánica entre el adhesivo y la dentina.	8-15	Disminuye la sensibilidad postoperatoria.
Cuarta	1991-1997	Tratamiento ácido de la dentina, remueve el barrillo dentinario y desmineraliza la superficie. El adhesivo penetra y aumenta el mojado de la capa de colágeno remanente creando una capa híbrida colágeno- resina. Tres pasos: Grabador + Resina + Primer. Figura 10.	17-25	Disminuye la sensibilidad postoperatoria. Sus componentes deben mezclarse en proporciones precisas, lo que dificulta el procedimiento y genera reducción en la fuerza de unión
Quinta	1998-1999	Formación de la capa híbrida como el mejor mecanismo de unión. Grabado ácido total. Se incorporan agentes volátiles que permiten la humectación de la dentina. Dos pasos: Grabador + Primer y resina. Figura 10.	20-25	Es un solo componente por lo que no se mezcla. Se reduce notablemente la sensibilidad postoperatoria.
Sexta	2000-2001	Sistemas autograbadores Son dos componentes. No se requiere grabado ácido. Tiene un acondicionador entre sus componentes, el grabado se autolimita y los productos del proceso, se incorporan permanentemente a la interfaz diente-restauración. Fenómeno de hibridación dentinaria. Dos pasos: Grabador y primer + Resina Un paso: Grabador, primer y resina. Figura 10.	18-23	Se cuestiona la calidad y la resistencia.
Séptima	2002	Sistemas autograbadores Un paso: Grabador, primer y resina. Figura 10.		

Tabla 1. Características generales de los sistemas adhesivos. ^{9, 13,14}

2.5 RESINAS COMPUESTAS

Existen cuatro avances que han revolucionado a la Odontología Restauradora.¹ Uno tecnológico, la turbina de alta velocidad y los otros tres netamente científicos: la aplicación de un agente adhesivo o ácido glicerofosfórico dimetacrilato (GPDM) para lograr adhesión a las estructuras del diente (Hagger O. 1951; Kramer I. y Malean J. 1952), el acondicionamiento ácido del esmalte (Buonocore M. 1955) y la química de los copolímeros orgánicos (Bowen R, 1963).

Buonocore M, en 1955, logró producir microrugosidades o microporosidades en esmalte (por acondicionamiento con ácido fosfórico), base de la adhesión de la mayoría de los biomateriales actuales.¹

Bowen R, en 1963, por otra parte, logró sintetizar el primer biomaterial estético adhesivo de aplicación directa, multipropósito y de origen copolimérico a partir del Bis-GMA (gracias a la unión entre diacrilatos y epóxidos). El Bis-GMA constituyó también la base de los sistemas adhesivos y se encuentra presente no sólo en las resinas compuestas, sino también en los compómeros, cerómeros, resinas compuestas condensables, resinas fluidas, etc.¹

Al Bis-GMA se le adiciona un relleno inorgánico (como partícula), en forma de óxidos provenientes del silicio.¹

La partícula de sílice como base, es recubierta por un agente de enlace, el vinil silano, para lograr la unión química entre ella y el Bis-GMA. El grupo silano se une a la partícula, y por su grupo vinilo, el Bis-GMA.¹

2.5.1 COMPOSICIÓN Y REACCIÓN QUÍMICA

2.5.1.1 MATRIZ ORGÁNICA

La matriz orgánica está formada por el BIS-GMA, también llamada molécula de Bowen, que es un monómero integrado por una resina epóxica y una resina vinílica.¹

También se puede utilizar el dimetacrilato de uretano (UDMA), monómero, originada por la unión de un poliol, un isocianato y un metil metracilato.¹

En estas matrices orgánicas, se encuentra la potencialidad de polimerización, ya sea por procedimientos químicos o fotoquímicos.¹

2.5.1.2 PLASTIFICANTES

Destinados a disminuir la viscosidad de la matriz orgánica, como el metil metacrilato (MMA), el etilenglicol dimetacrilato (EGDMA) y el trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA). Dada la pequeña cantidad en que se agregan se les llama oligómeros u oligomonómeros (materiales que encontrándose en una sustancia están en una cantidad o proporción pequeña).¹

2.5.1.3 RELLENO INORGÁNICO

Reemplaza en peso, entre un 50% y 80% a la matriz orgánica de la composición de una resina compuesta. Se presenta en forma de partículas de diferente forma y tamaño, en donde el átomo de silicio, siempre está presente. Se utilizan como relleno: el cuarzo, sílice, sílice pirolítico, cristales o vidrios de bario y estroncio, silicatos de litio y aluminio, incluso hidroxiapatita sintética.¹

De acuerdo con el tamaño de la partícula, las resinas compuestas se clasifican en: macropartículas (1 a 25 μ m), partícula pequeña (no mayores de 1 μ m), micropartículas (0,004 μ m), híbridas (mezclas de macro y micropartículas) y microhíbridas (mezcla de partículas pequeñas, micropartículas y

nanopartículas). El tamaño de la partícula no sólo influye en la cantidad de carga de relleno que una resina compuesta tenga, sino también, en su facilidad o dificultad de manejo, pulido, dureza y en la resistencia mecánica. A mayor tamaño de partícula, mayor carga, mayor dificultad de pulido y mayor resistencia. A menor tamaño de partícula la superficie aumenta, por lo tanto, se requiere de una mayor cantidad de matriz orgánica que las puedan unir, lo cual implica una menor carga.^{1,5}

Las resinas de acuerdo con el tamaño de las partículas de relleno se pueden clasificar en:

- Resinas compuestas tradicionales o macrorrelleno

Compuestas de partículas de macrorrelleno de 1 a 25 μm , tienen buena resistencia ante cargas, pero la superficie que forman, aunque tensa en un principio, con el uso se vuelve áspera, por lo que para dientes anteriores no son las idóneas.⁵

- Resinas compuestas de partículas pequeñas

Estas resinas presentan partículas cuyo tamaño es de aproximadamente 5 μm . Presentaban las siguientes características: resistencia a la fractura de media a alta, alta carga de relleno, resistencia compresiva de media a alta, buen pulido, excelente estabilidad de color y buena resistencia al desgaste.⁹

- Resinas de microrrelleno

El relleno es de 0.05 a 0.10 μm . Pueden encontrarse microrrellenos homogéneos, basándose en sílice pirogénica, unida a una matriz orgánica. Estas resinas tienen buena resistencia al desgaste; clínicamente se ha observado una deformación plástica de la matriz orgánica, en tanto que las interfases ni el relleno sufren algún deterioro y formación de grietas. Sus características son: excelente pulido, baja carga de relleno, baja resistencia a la

fractura, resistencia de media a alta, buena estabilidad de color, buena resistencia a la abrasión y la mayoría no son radiopacas.⁹

- Resinas compuestas híbridas

El porcentaje de relleno oscila entre 76 y 80% por unidad de peso. Se ha usado sílice pirogénica para reforzar la matriz orgánica y reducir las diferencias en las propiedades entre los macrorrellenos inorgánicos mezclada con sílice pirogénica, agente de unión y matriz orgánica, además de sustancias radioopacas, las características de estas resinas son: alta carga de relleno, alta resistencia a la fractura, muy buen pulido, excelente estabilidad del color, muy buena resistencia al desgaste, fáciles de manipular, propiedades de refracción similar al diente, radioopacidad, y se usa en dientes posteriores y anteriores con una viscosidad elevada y es de uso universal.⁹

El material orgánico es el que sufre la contracción y los cambios dimensionales, por lo tanto, cuanto mayor cantidad de material de relleno tenga una resina, menor será su contracción y sus cambios dimensionales.⁵

2.5.1.4 AGENTES DE ENLACE O ACOPLAMIENTO

Cumplen la función de unir la partícula inorgánica a la matriz orgánica. Son compuestos órgano silánicos, moléculas con duplicidad reactiva, por una parte con el BIS-GMA y, por otra, con el sílice que contiene el relleno inorgánico. El primero utilizado fue el vinil silano, que por su baja reactividad ha sido cambiado, en la actualidad, por el gamma 3 (metacriloxi) propiltrimetoxisilano.¹

2.5.1.5 SISTEMA DE ACTIVACIÓN

Cualquiera que sea la composición o uso que una resina compuesta pueda tener, requiere para su polimerización (endurecimiento) de un iniciador, que es el peróxido de benzoilo para las resinas autopolimerizables y la canforoquinona para las resinas fotopolimerizables. Este iniciador debe, a su vez, ser activado

para que su producción de radicales libres abran los dobles enlaces de una resina compuesta (los diacrilatos o metil metacrilatos).¹

Para ello se pueden utilizar agentes físicos como el calor; agentes químicos como una amina terciaria, la dimetil paratoluidina, o el ácido sulfínico (en las resinas de autopolimerización), o fotoquímicos (en las resinas de fotopolimerización), en donde un elemento fotosensible es activado por una determinada longitud de onda.¹

2.5.1.6 INHIBIDORES DE LA POLIMERIZACIÓN

Como su nombre lo indica, sirven para impedir la autopolimerización de una resina compuesta durante su almacenamiento. Los compuestos más antiguos fueron la resorcina, la hidroquinona y el pirogalol. Los actuales son derivados de los fenoles, como el 4–metoxifenol y el 2, 4,6 triterciarocutil fenol.¹

2.5.1.7 ESTABILIZADORES DE COLOR

Por lo general, se utilizan en la resina compuesta de autocurado o activados químicamente que son sensibles a la decoloración o coloración por la luz ultravioleta solar. Para ello se incorporan benzofenonas, benzotriazoles o fenilsalicilatos.¹

2.5.1.8 PIGMENTOS

Son óxidos orgánicos con los cuales se pueden obtener los tonos que permiten reproducir la mayoría de los colores de los dientes.⁶

2.5.2 PROPIEDADES DE LAS RESINAS COMPUESTAS

2.5.2.1 CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN

La contracción volumétrica producida por la polimerización es directamente proporcional a la cantidad de oligómeros y de diluyente; las resinas compuestas de partículas finas sólo se contraen entre 1 y 1.7%, mientras que los de partículas microfinas se contraen de 2 a 3 %. Esta contracción crea esfuerzos durante la polimerización de hasta 130 kg/cm² entre la resina compuesta y la cavidad del diente.^{6,15}

Estas tensiones deforman la unión entre la resina compuesta y el diente, formando un resquicio marginal mínimo por el que puede filtrarse saliva, también pueden superar la resistencia a la tracción del esmalte y producir grietas y fracturas a nivel de la unión.^{6,15}

2.5.2.2 SORCIÓN ACUOSA

El término de sorción es cuando están presentes los fenómenos de adsorción y absorción pero no se sabe cuál de ellos predomina. La adsorción se refiere a un proceso de acción superficial, por el cual una sustancia penetra en las primeras capas con espesor monomolecular o de varios centenares de ángstroms, por medio de adosamiento, y se da en la superficie de sólidos o líquidos. El término absorción se refiere al proceso por el cual la sustancia se difunde o penetra en el material sólido.⁵

Se cree que la sorción acuosa no es totalmente perjudicial y que la expansión correspondiente que se produce como consecuencia de la captación de agua de los líquidos orales podría contrarrestar en parte la contracción por polimerización. Sin embargo, en otros estudios se ha visto que la gran cantidad de sorción acuosa en los sistemas adhesivos de resinas dentales es un motivo de preocupación ya que puede afectar la estabilidad mecánica de estas resinas y favorecer la rápida degradación.^{6,16}

Las resinas compuestas de microrelleno tienen una sorción acuosa considerablemente mayor que la de las resinas compuestas de partículas finas y la de resinas híbridas, debido a que contienen un mayor porcentaje de volumen de polímero. La calidad y la estabilidad del acoplador silábico tienen una gran importancia en la prevención del deterioro de la unión entre el relleno y el polímero y en la reducción de la sorción acuosa.^{6,17}

2.5.2.3 SOLUBILIDAD

En las resinas compuestas fotopolimerizables es fundamental una adecuada exposición a la luz, ya que puede ocurrir que no se produzca una polimerización adecuada a una determinada profundidad de la superficie si no penetra suficiente luz. Una resina no polimerizada completamente tiene valores de sorción acuosa y solubilidad mucho mayores, que posiblemente, se manifiesten clínicamente como una inestabilidad cromática prematura. La solubilidad en agua de las resinas compuestas oscila entre 0.01 y 0.06 mg/cm².⁶

3.0 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los materiales dentales, principalmente los restauradores estéticos, han evolucionado con base en las demandas del campo odontológico. Constantemente se introducen sistemas adhesivos con excelentes propiedades mecánicas, físicas y químicas que, con una correcta manipulación y siempre siguiendo las instrucciones del fabricante, dan como resultado tratamientos clínicos de alta precisión y mayor éxito.

La aparición constante de nuevos materiales dentales ha provocado que el cirujano dentista tenga a su alcance una amplia variedad de productos que da como resultado confusión al momento de elegir el más adecuado para un tratamiento específico.

A pesar de las excelentes propiedades que presentan estos sistemas, el fabricante aún no ha logrado controlar ciertos problemas que presentan éstos como son la contracción por polimerización y la sorción que dan como resultado problemas de microfiltración.

Generalmente los fabricantes proporcionan una serie de datos de propiedades físicas y mecánicas de los sistemas adhesivos; sin embargo para que el cirujano dentista logre realizar una elección adecuada, debe contar con estudios que avalen que éstos cumplen con los estándares internacionales de control de calidad.

4.0 JUSTIFICACIÓN

A pesar de que generalmente el fabricante proporciona la información técnica acerca de las propiedades mecánicas y físicas de los materiales dentales que produce, el cirujano dentista tiene la obligación de estar actualizado con información científica y avances que surjan día con día. Tal es el caso de los sistemas adhesivos que han evolucionado constantemente por lo que es importante hacer estudios como contracción por polimerización, solubilidad y sorción acuosa para saber si las propiedades del sistema adhesivo son adecuadas o de lo contrario si su falla da como resultado el fracaso de la restauración final.

La realización de este estudio es importante para que el cirujano dentista pueda elegir, con una base científica, el sistema adhesivo que más le convenga. El conocer el comportamiento de algunos adhesivos ante la presencia del agua y relacionarlo con la microfiltración, el encogimiento por fotopolimerización y la sorción y solubilidad, proporciona información importante, además de que el material cumpla con los requerimientos internacionales de calidad, para lograr un tratamiento clínico exitoso.

5.0 HIPÓTESIS

5.1 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 sexta generación de la misma casa comercial.

5.2 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 sexta generación de la misma casa comercial.

5.3 HIPÓTESIS ALTERNA

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

6.0 OBJETIVOS

6.1 OBJETIVO GENERAL

Comparar los valores de contracción por polimerización, microfiltración, solubilidad y sorción acuosa de dos sistemas adhesivos de quinta y sexta generación.

6.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Medición de contracción por polimerización del sistema adhesivo Solobond M Voco.
- Medición de contracción por polimerización del sistema adhesivo Futurabond NR Voco.
- Calcular el encogimiento de Solobond M Voco.
- Calcular el encogimiento de Futurabond NR Voco.
- Calcular la sorción y solubilidad del sistema adhesivo Solobond M Voco.
- Calcular la sorción y solubilidad del sistema adhesivo Futurabond NR Voco.
- Evaluar la microfiltración del sistema adhesivo Solobond M Voco.
- Evaluar la microfiltración del sistema adhesivo Futurabond NR Voco.

7.0 METODOLOGÍA

7.1 TIPO DE ESTUDIO

Experimental, observacional, cuantitativo y comparativo

7.2 VARIABLES

7.2.1 VARIABLES DEPENDIENTES

- Microfiltración
- Contracción y encogimiento
- Solubilidad
- Sorción acuosa

7.2.2 VARIABLES INDEPENDIENTES

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

7.3 CRITERIOS DE SELECCIÓN

7.3.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Dientes humanos extraídos (no más de 3 meses) con técnica atraumática por razones ortodónticas, 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 Voco

7.3.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Todos aquellos que no cumplan con los criterios de inclusión

7.4 POBLACIÓN DE ESTUDIO

- Dientes humanos extraídos, de manera atraumática por razones periodontales u ortodónticas.
- Adhesivos de la casa comercial Voco

7.5 DISEÑO EXPERIMENTAL

a) Recursos físicos.- Laboratorio de Materiales Dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología, UNAM.

b) Recursos biológicos.- 20 dientes humanos extraídos con técnica atraumática por razones ortodónticas, periodontales o quirúrgicas.

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

7.6 MATERIALES Y MÉTODO

7.6.1 MATERIALES Y EQUIPO

- Equipo para la medición de la contracción por polimerización.
 - Adhesivo Solobond M, Voco, (Cuxhaven, Alemania).
 - Adhesivo Futurabond NR, Voco, (Cuxhaven, Alemania).
 - Cera roja.
 - Portaobjetos y cubreobjetos.
 - Anillo de bronce de 16mm 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).
-
- Microfiltración.
 - Adhesivo Solobond M, Voco (Cuxhaven, Alemania).
 - Adhesivo Futurabond NR, Voco (Cuxhaven, Alemania).
 - 20 Dientes humanos.
 - Ácido grabador Vococid, Voco, (Cuxhaven, Alemania).
 - Acrílico autopolimerizable Nic Tone, mdc dental, (Jalisco, México)
 - Monómero Nic Tone, mdc dental, (Jalisco, México)
 - Barniz de uñas de secado rápido.
 - Solución azul de metileno al 0.2%, Drogería Cosmopolita, (México).
 - Resina compuesta Grandio, Voco, (Cuxhaven, Alemania).
 - Papel abrasivo grano 400, (México).
 - Moldes de muestras con diámetro de 15mm y profundidad variable.
 - Fresas de pera de diamante.
 - Disco de diamante.
 - Pinceles Micro Tim y Single Tim, Voco, (Cuxhaven, Alemania).
 - Microscopio esteroscópico, Carl Zeiss, (Alemania).
 - Radiómetro, Demetron, (USA).
 - Lámpara de polimerización Blue Phase 5, Ivoclar Vivadent®, (Alemania).

- Pieza de mano de alta velocidad, Quiet-air, Midwest, (USA).
- Micromotor SC-80, Sunburst® (Corea)
- Disco de acero.
- Vernier digital, CD-4, Mitutoyo, (Japón).
- Pulidor metalográfico, Buehler Ltd., (USA).
- Paralelizador, Leitz Wetzlar, (Alemania).
- Termociclador.
 - Solubilidad y sorción acuosa
- Adhesivo Solobond M, Voco, (Cuxhaven, Alemania).
- Adhesivo Futurabond NR, Voco, (Cuxhaven, Alemania).
- Hacedores de muestras con diámetro de 15mm 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).

7.6.2 MÉTODO

- Contracción por polimerización¹⁸⁻²⁰

Se prepararon 20 muestras por adhesivo.

1. Se formó una esfera de cera roja de aproximadamente 0.30g de peso, posteriormente en una loseta de vidrio se colocó un anillo de bronce de espesor 1.24mm. Sobre una loseta y en el centro del anillo se puso la esfera de cera. (Figura 8).



Figura 8. Cera roja de 0.30g de peso y anillo de bronce de espesor 1.24mm.

2. Con otra loseta se presionó la cera para obtener el mismo espesor del anillo. (Figura 9).



Figura 9. Cera con 1.24mm de espesor

3. Se eliminó el centro del círculo de cera con el sacabocados #5, una vez separado el centro, se colocó el anillo con la cera en un portaobjetos. (Figura 10).



Figura 10. Eliminación del centro con un sacabocados.

4. Posteriormente se vertió adhesivo hasta llenar la superficie libre de cera (Solobond M). En el caso del sistema adhesivo Futurabond NR se colocaron 5 gotas de cada frasco y se mezclaron durante 20 segundos. Posteriormente se colocó un cubreobjetos encima del anillo. (Figura11).

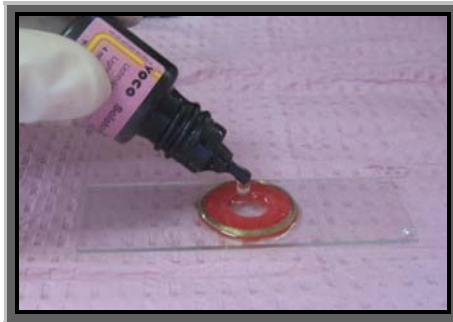


Figura 11a. Adhesivo Solobond M.



Figuras 11b y c. Adhesivo Futurabond NR, líquido A y B.

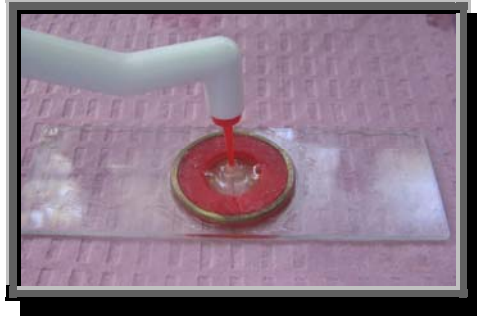


Figura 11d. Mezcla del líquido A y B del adhesivo Futurabond NR.

5. 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 12).



Figura 12. Transductor y programa PICO ADC-16.

6. 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 120 segundos para el sistema adhesivo Solobond M y 100 segundos para el Futurabond NR se apagó la lámpara de polimerizado y se dejó correr 480 segundos para el Solobond M y 500 segundos para el Futurabond NR. (Figura 13).

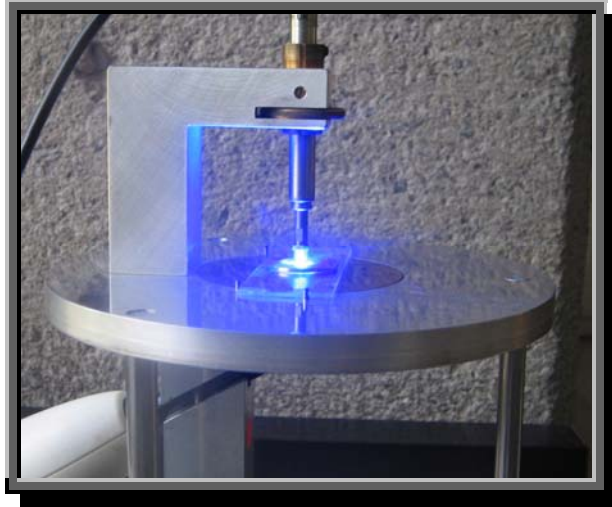


Figura 13. Fotopolimerización de la muestra.

7. A lo largo de 600 segundos se capturaron los valores de voltaje en función del tiempo.

8. La contracción está definida como:

$$\Delta L = L_0 - L_t$$

Donde:

$L_0 = 1.24\text{mm}$ (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 ($K=17.24 \text{ mV}/\mu\text{m}$).

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 (Prueba de Tukey) para encontrar las diferencias estadísticamente significativas.

- Microfiltración

1. Se utilizaron 20 dientes, limpios de material orgánico y cálculo, se mantuvieron en agua destilada a 4°C.
2. Se prepararon 20 dientes divididos en dos grupos de 10 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 14).



Figura 14. Pulidor metalográfico

4. Se desbastó hasta obtener una superficie lisa en esmalte. Con un micromotor y un disco de diamante se cortó un 1/3 de la raíz del diente. (Figura 15).



Figura 15. Paralelizador

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 un molde de muestra de acrílico autopolimerizable. (Figura 16).

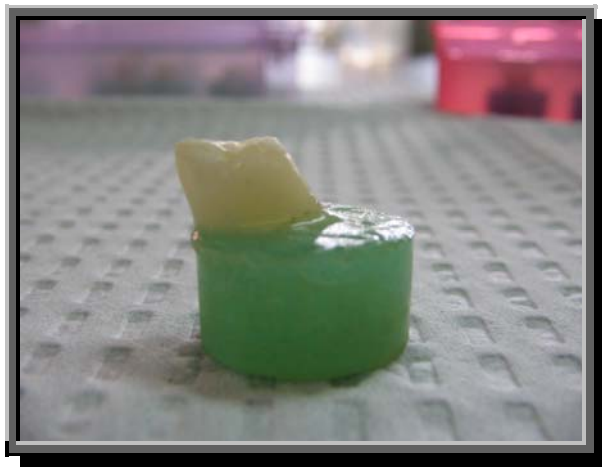


Figura 16. Diente montado en acrílico

6. El diente montado se colocó en agua a $23 \pm 2^\circ\text{C}$.
7. Se preparó una cavidad estándar de 3.20mm de diámetro con una profundidad de 3mm dentro del esmalte y dentina en la parte media de la superficie oclusal 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 17).



Figura 17. Preparación de cavidad

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

Para Solobond M:²¹

- Se grabó la cavidad con ácido grabador (Vococid), primero en esmalte durante 15 segundos y posteriormente en dentina 15 segundos. (Figuras 18 a y b)

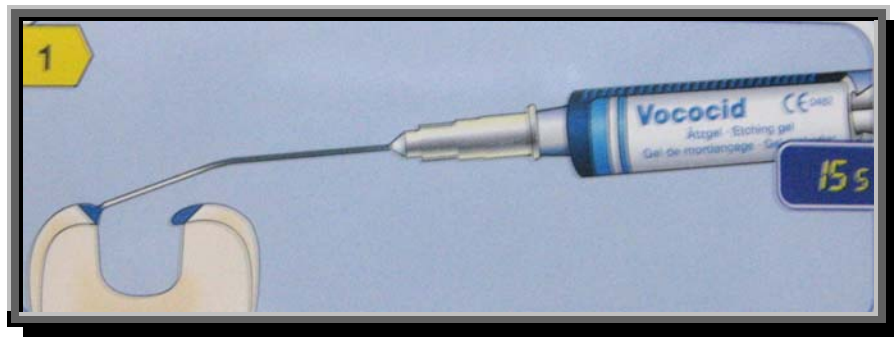


Figura 18 a. Grabado de la cavidad con ácido grabador (Vococid), en esmalte.

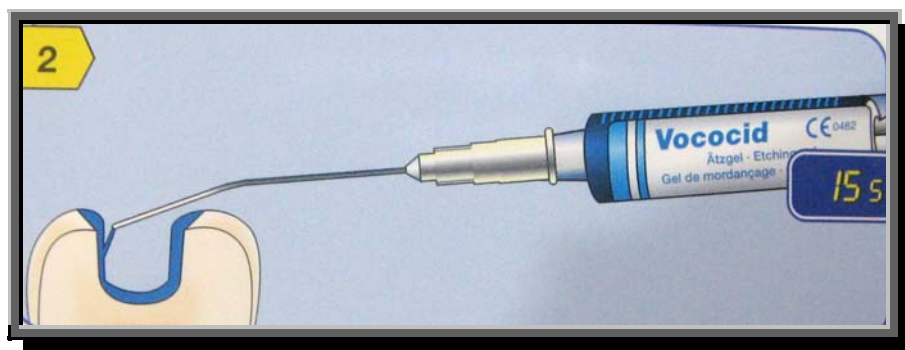


Figura 18b. Grabado de la cavidad con ácido grabador (Vococid), en dentina.

- La cavidad se lavó con agua durante 20 segundos quitando el ácido grabador y se secó con un chorro de aire ligero. (Figuras 18 c y d)

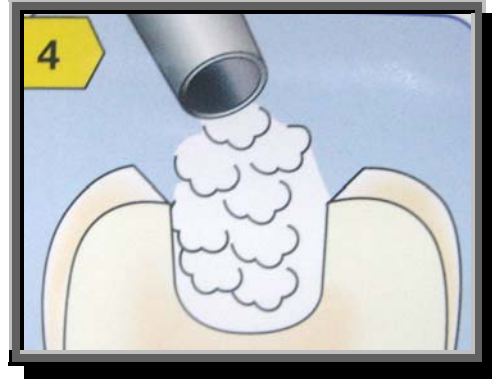
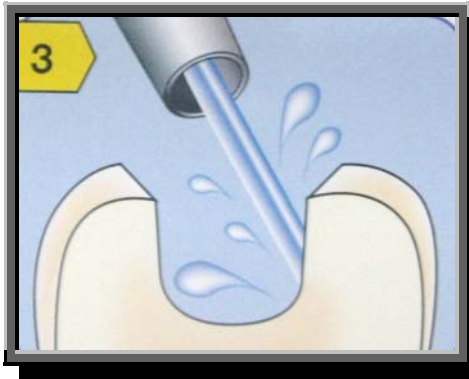


Figura 18 c. Lavado de la cavidad. Figura 18 d. Secado de la cavidad.

- Se colocó una gota del sistema adhesivo Solobond M en una paleta de mezcla y con un pincel (Micro Tim) se tomó el adhesivo y se llevó a la cavidad, éste se aplicó proporcionalmente en todas las superficies de la cavidad durante 30 segundos. (Figuras 18 e y f)

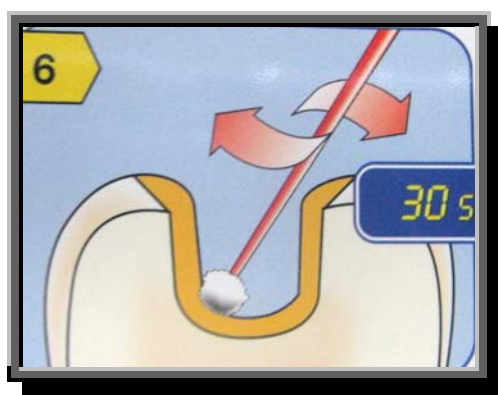


Figura 18 e. Toma del adhesivo. Figura 18 f. Colocación del adhesivo.

- Se aplicó un chorro ligero de aire libre de aceite sobre el adhesivo en la cavidad.(Figura 18 g)
- Se fotopolimerizó con la lámpara Blue Phase 5. Ivoclar Vivadent® durante 20 segundos. (Figura 18 h)

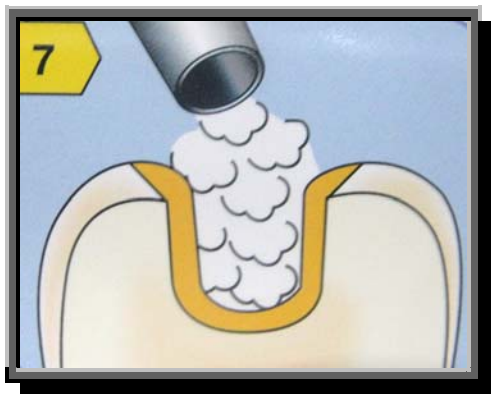


Figura 18 g. Chorro ligero de aire.

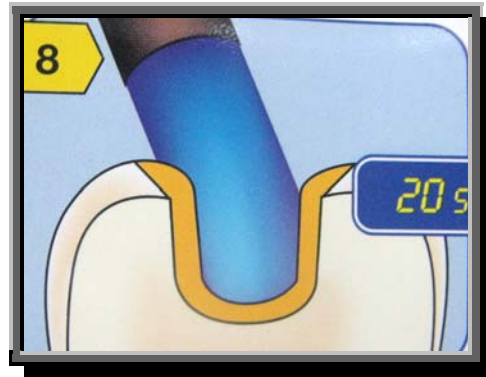


Figura 18 h. Fotopolimerización.

Para el sistema adhesivo Futurabond NR:²²

- Se limpió la cavidad con agua, después se eliminó el exceso de agua con un chorro ligero de aire. (Figuras 19 a y b)

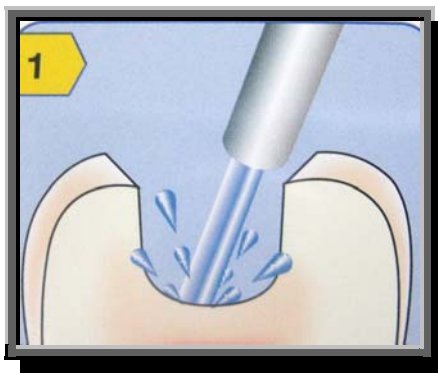


Figura 19 a. Limpieza de la cavidad.

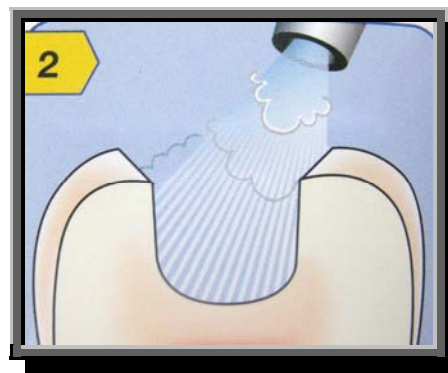


Figura 19 b. Eliminación del exceso de agua.

- Se colocó en una paleta mezcladora una gota del líquido A y 1 gota del líquido B. Con un pincel (Single Tim) se mezclaron durante 5 segundos. (Figuras 19 c y d)



Figura 19 c. Líquido A y B.



Figura 19 d. Mezcla.

- Se aplicó el adhesivo en la cavidad en una capa durante 20 segundos. (Figura 19 e)

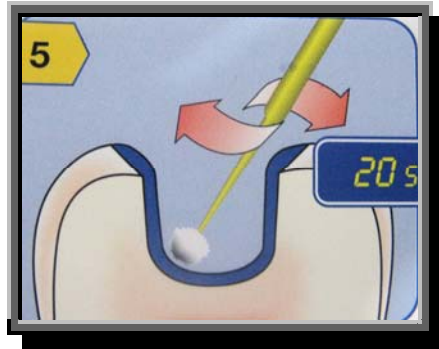


Figura 19 e. Aplicación de Futurabond NR.

- Se aplicó un chorro ligero de aire libre de aceite sobre el adhesivo en la cavidad durante 5 segundos. (Figura 19 f)



Figura 19 f. Aplicación de un chorro ligero de aire.

- Se fotopolimerizó con la lámpara Blue Phase 5. Ivoclar Vivadent® durante 10 segundos. (Figura 19 g)

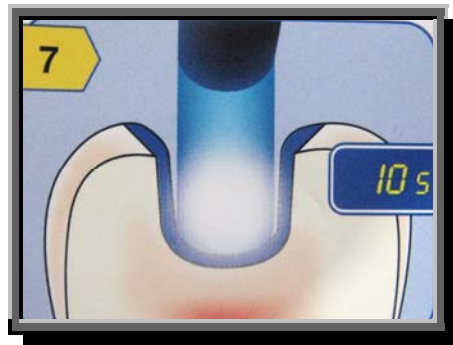


Figura 19 g. Fotopolimerización.

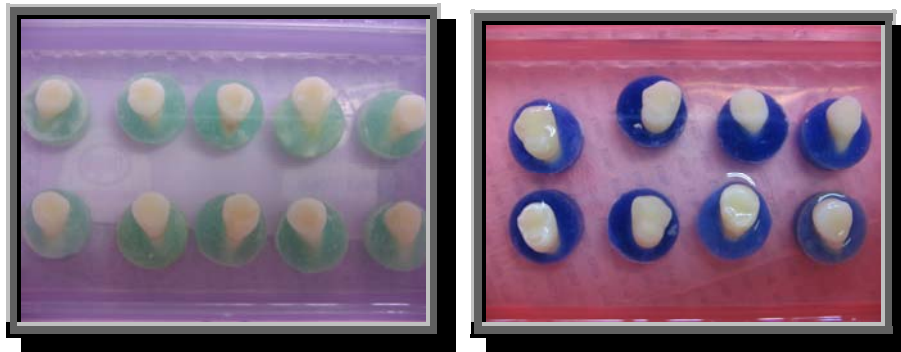
9. Posteriormente las cavidades se obturaron con resina compuesta Grandio (Voco) siguiendo las instrucciones del fabricante. (Figura 20)



Figura 20. Resina compuesta Grandio de Voco.

- La resina se colocó en forma de bloques
- Cada bloque se polimerizó durante 20 segundos.

10. Los especímenes se sumergieron en agua y se almacenaron a $23 \pm 2^{\circ}\text{C}$ durante 24 horas. (Figura 21 a y b).



Figuras 21 a y b. Especímenes en agua.

11. Las muestras se colocaron en un termociclador para acelerar el proceso de envejecimiento de la restauración. El agua osciló entre 4 y 6°C y entre 54 y 56°C . (Figura 22).



Figura 22. Termociclado

12. De acuerdo a la norma ISO 11405²³: 500 ciclos en agua entre 5°C y 55°C, empezando de 24 horas de almacenamiento en agua a 37°C. La exposición de este baño fue de 20 segundos en cada temperatura y el tiempo de transferencia entre baños de 10 segundos. (Figura 23).



Figura 23 a. Temperatura de 5°C. Figura 23b. Temperatura de 55°C.

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 (Figura 24). Inmediatamente después se procedió a sumergir todas las muestras en azul de metileno al 0.2% (únicamente la corona) durante 12 horas (Figura 25). Al término de este tiempo, se procedió a montar la muestra en la máquina de corte.



Figura 24. Capa de barniz

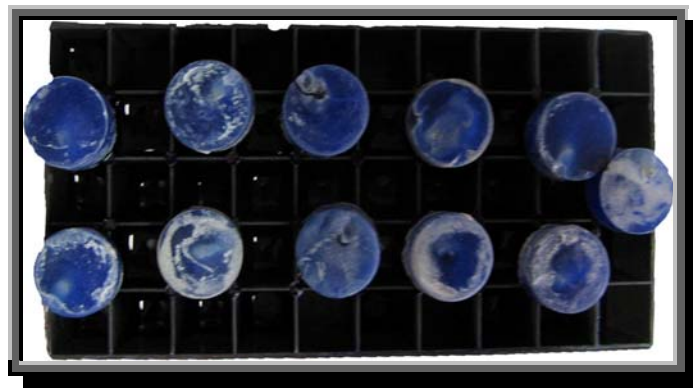


Figura 25. Tinción de azul de metileno al 2%

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 (Figura 26). Se obtuvieron dos superficies por muestra, cada superficie se observó bajo el microscopio con un aumento 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.



Figura 26. Recortadora

15. Se tomó como patrón de medición el siguiente parámetro, de acuerdo con la norma ISO 11405²³:

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 15mm de diámetro y espesor 0.50mm de cada uno de los sistemas adhesivos. (Figura 27).

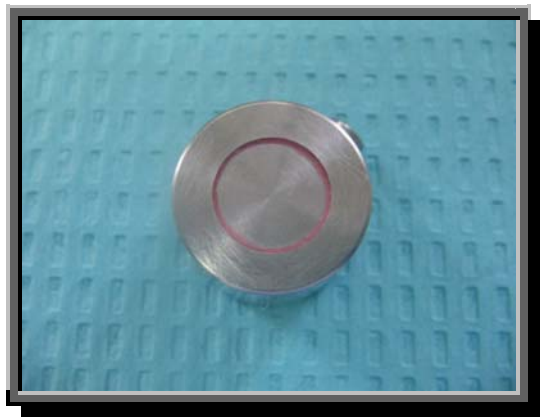


Figura 27. Molde de metal

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 (Solobond M). En el caso del adhesivo Futurabond NR se colocaron 3 gotas de cada frasco y se mezclaron durante 10 segundos. (Figura 28).



Figura 28a. Gotas del adhesivo Solobond M sobre el molde.



Figura 28b y c. Gotas del adhesivo Futurabond NR sobre el molde, líquido A y B.



Figura 28d. Mezcla del líquido A y B del adhesivo Futurabond NR.

3. Las muestras se fotopolimerizaron utilizando la lámpara de luz halógena. La fotopolimerización se realizó en cinco puntos distintos con una exposición de 120 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 29).



Figura 29. 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 $21 \pm 2^\circ\text{C}$ durante una hora. Transcurrido el 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 30).

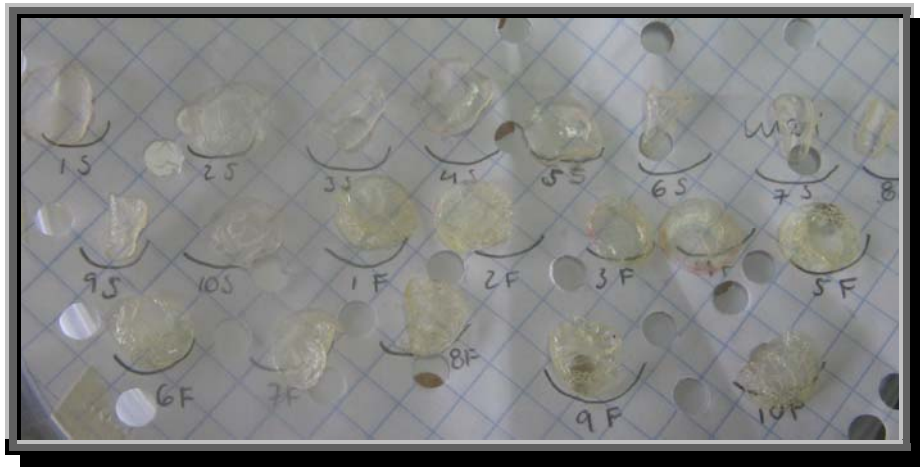


Figura 30. Muestras en el desecador

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 en el medio ambiente ($21^\circ \pm 2^\circ\text{C}$) durante 15 segundos. Se pesaron y registraron sus valores como m_2 .
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 .
7. Los valores para sorción acuosa y solubilidad fueron calculados utilizando las siguientes ecuaciones:

$$V = Ah$$

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

$$A = \frac{3.1416 (D^2)}{4}$$

Donde D es el diámetro de la muestra.

Sorción acuosa (SA)

$$SA = \frac{m_2 - m_3}{V}$$

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)

$$SO = \frac{m_1 - m_3}{V}$$

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.

8.0 RESULTADOS

8.1 CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN Y ENCOGIMIENTO

En las Figuras 31 y 32 se muestran los comportamientos típicos de encogimiento de los sistemas adhesivos Solobond M y Futurabond NR. Las figuras 33 y 34, así como la Tabla 2, presentan los valores promedio de encogimiento y contracción por polimerización de los adhesivos estudiados.

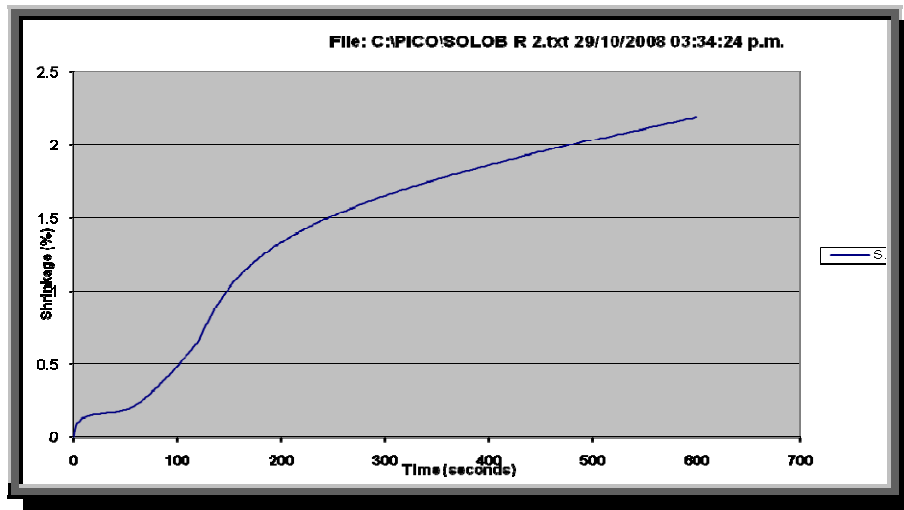


Figura 31. Gráfica típica del encogimiento del sistema adhesivo Solobond M

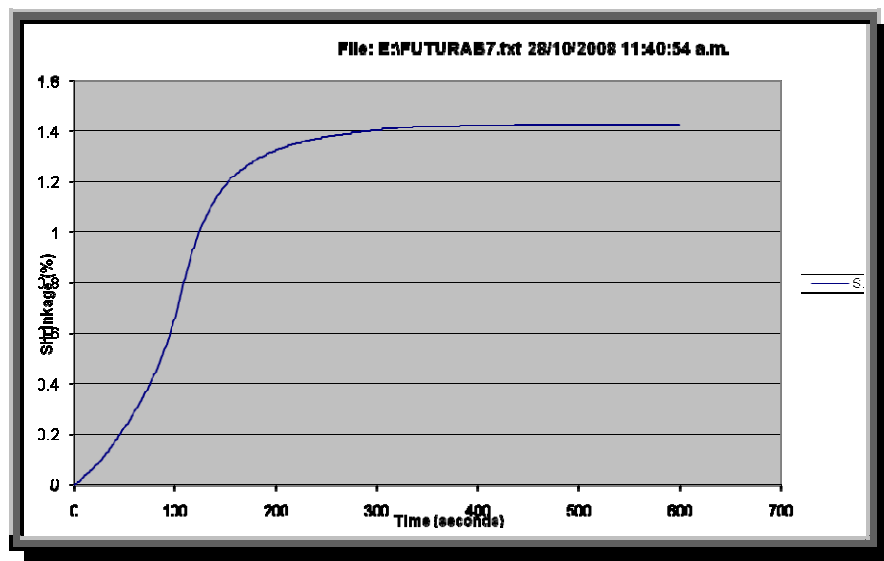


Figura 32. Gráfica típica del encogimiento del sistema adhesivo Futurabond NR.

Tabla 2. Valores promedio y desviación estándar de encogimiento y de contracción de los adhesivos evaluados.

ADHESIVO	ENCOGIMIENTO	CONTRACCIÓN
Solobond M	$2.17 \pm 0.24\%$	$27 \pm 3 \mu\text{m}$
Futurabond NR	$1.69 \pm 0.72\%$	$21 \pm 9 \mu\text{m}$

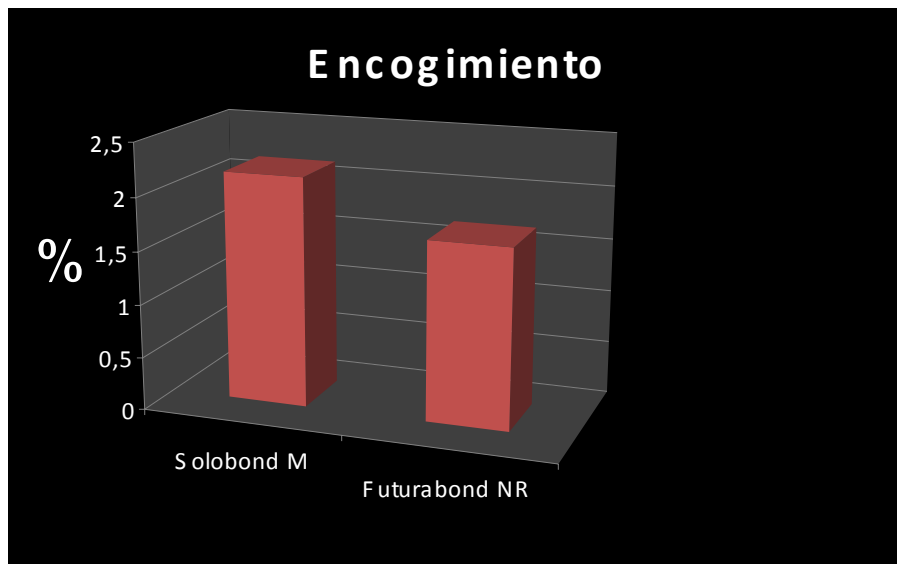


Figura 33. Gráfica de encogimiento entre el sistema adhesivo Solobond M con el Futurabond NR.

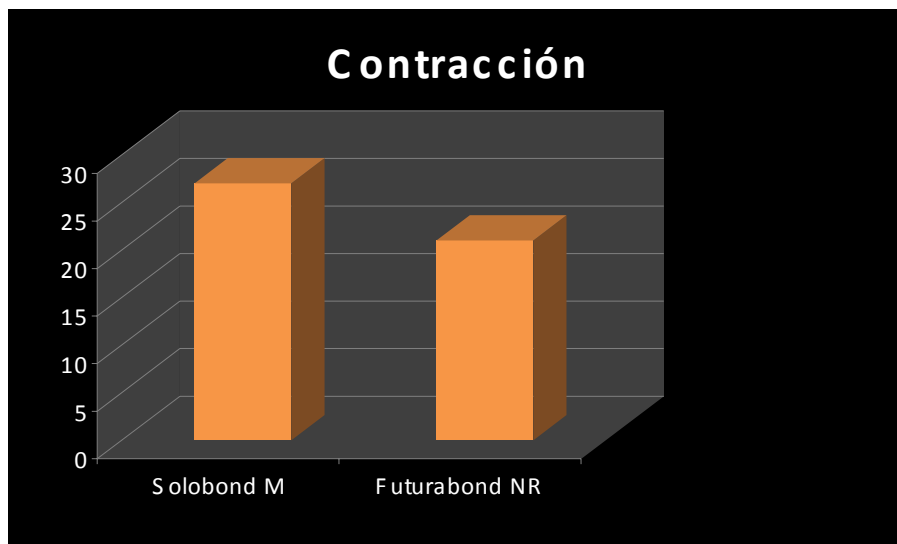


Figura 34. Gráfica de contracción por polimerización entre el sistema adhesivo Solobond M con el Futurabond NR.

Al realizar el análisis estadístico, se observó que no hay diferencias estadísticamente significativas ($p=0.174$) entre ambos adhesivos tanto en encogimiento como en contracción. Solobond M obtuvo los valores mayores de encogimiento y contracción por polimerización.

8.2 MICROFILTRACIÓN

En las Tablas 3 y 4 se observan las frecuencias obtenidas del nivel de microfiltración para ambos sistemas; estos resultados se grafican en las Figuras 35 y 36. La Figura 37 muestra el comportamiento total.

Tabla 3. Resultados en microfiltración de Solobond M

TABLA DE MEDICIÓN EN MICROFILTRACIÓN	FRECUENCIA
0	12
1	28
2	4
3	0

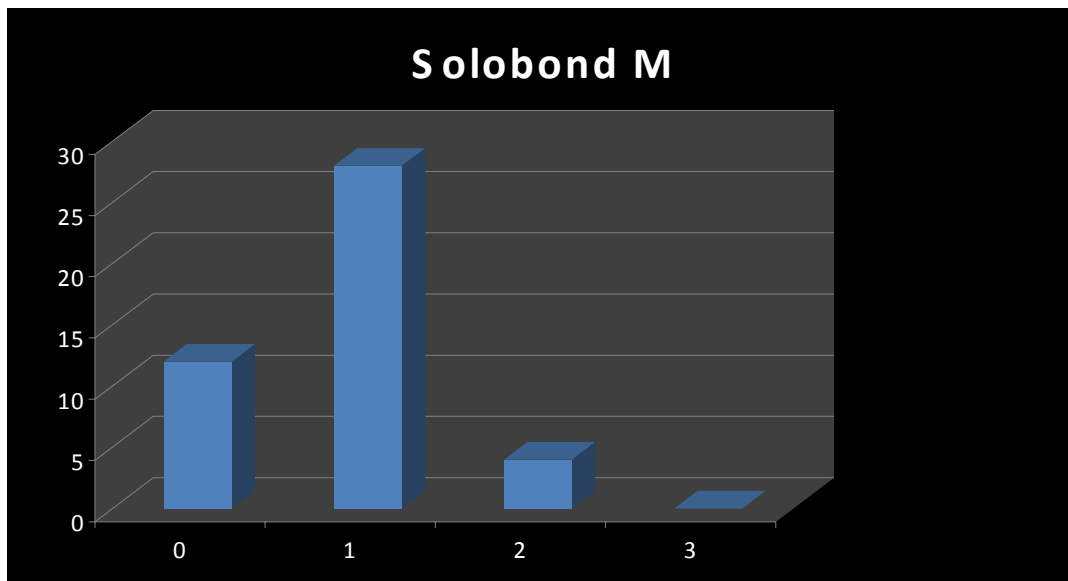


Figura 35. Gráfica de microfiltración del sistema adhesivo Solobond M.

Tabla 4. Resultados de microfiltración de Futurabond NR

TABLA DE MEDICIÓN EN MICROFILTRACIÓN	FRECUENCIA
0	7
1	21
2	14
3	0

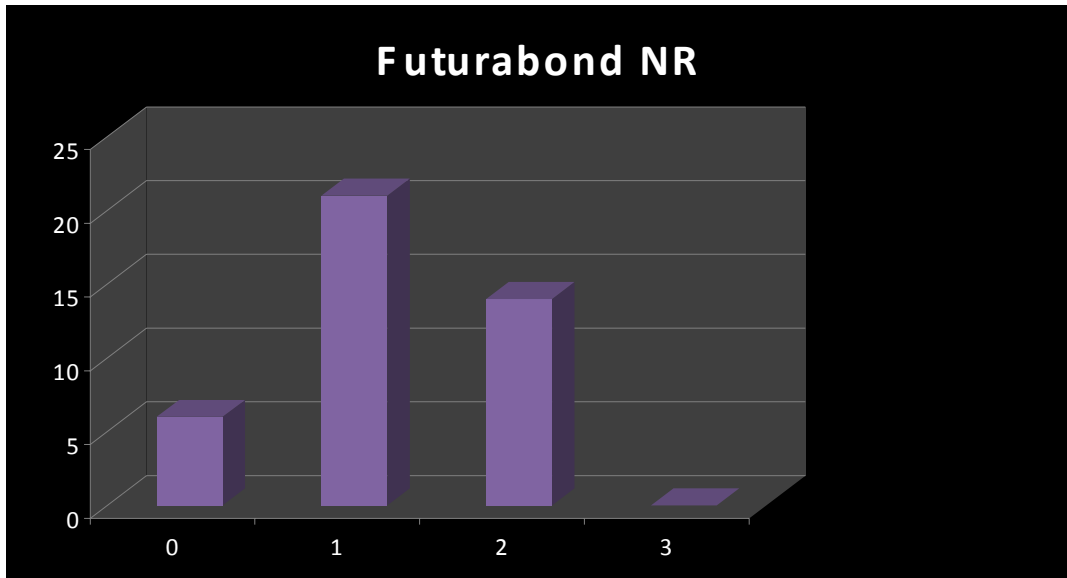


Figura 36. Gráfica de microfiltración del sistema adhesivo Futurabond NR

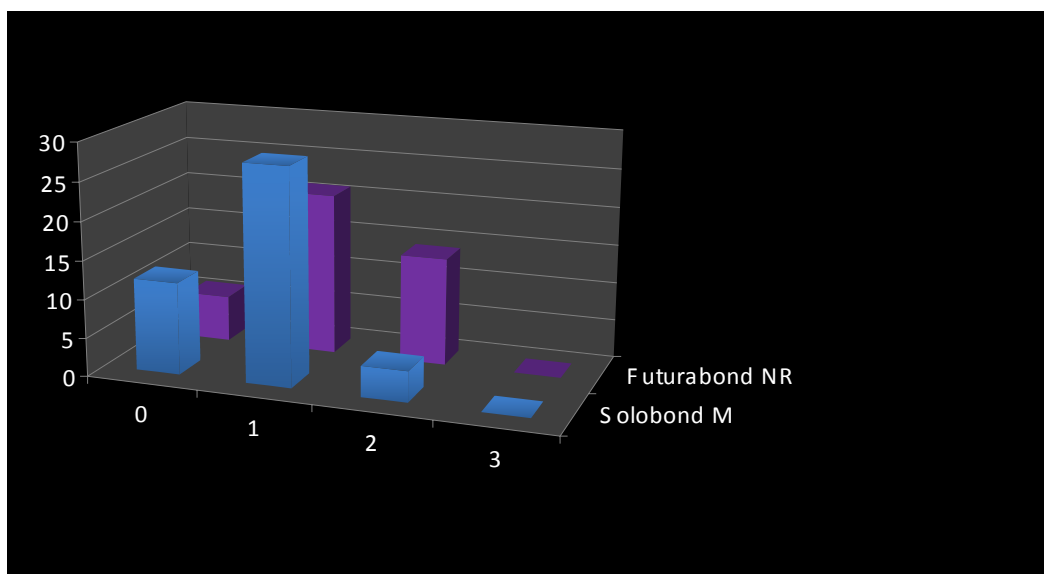


Figura 37. Gráfica comparativa de microfiltración del sistema adhesivo Solobond M con el sistema adhesivo Futurabond NR

En las gráficas anteriores se puede observar que Futurabond NR presentó mayor microfiltración que Solobond M, ya que tiene mayor número de muestras (14) que llegaron hasta dentina por 4 de Solobond M.

8.3 SOLUBILIDAD Y SORCIÓN ACUOSA

La Tabla 5 y la Figura 38 presentan los resultados obtenidos de solubilidad y sorción acuosa para los dos sistemas adhesivos.

Tabla 5. Valores promedio y desviación estándar de solubilidad y sorción acuosa de los adhesivos evaluados.

ADHESIVO	SORCIÓN ACUOSA	SOLUBILIDAD
Solobond M	$0.240 \pm 0.079 \mu\text{g}/\text{mm}^3$	$0.085 \pm 0.023 \mu\text{g}/\text{mm}^3$
Futurabond NR	$0.557 \pm 0.128 \mu\text{g}/\text{mm}^3$	$0.381 \pm 0.103 \mu\text{g}/\text{mm}^3$
	P < 0.001 (si)	P < 0.001 (si)

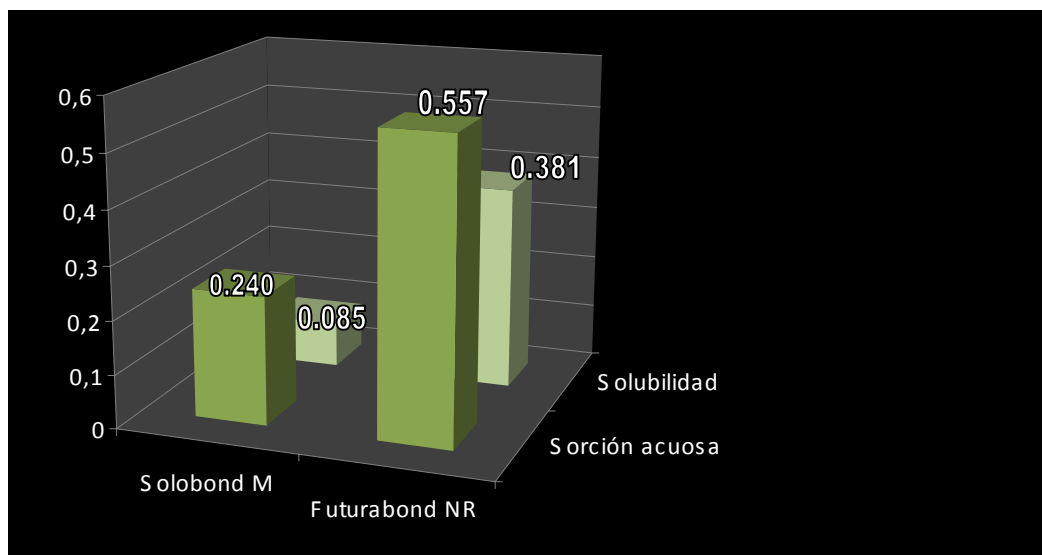


Figura 38. Gráfica de comparación de solubilidad y sorción acuosa del sistema adhesivo Solobond M con el Futurabond NR.

Al realizar el análisis estadístico, se observó que hay diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.001$) entre los dos sistemas adhesivos. El sistema adhesivo Solobond M obtuvo valores menores de solubilidad y sorción acuosa.

9.0 DISCUSIÓN

Los adhesivos dentales contemporáneos son clasificados en dos grandes categorías en función de los mecanismos de interacción con el barrillo dentinario: adhesivos de grabado y enjuague y adhesivos de auto-grabado. Todos ellos tienen similares ingredientes, independientemente del número de botellas de las cuales consiste el adhesivo. Sin embargo, la composición difiere entre las distintas clases de adhesivos. Tradicionalmente, éstos contienen monómeros acrílicos, disolventes orgánicos, iniciadores e inhibidores y algunas veces relleno. Es evidente que cada componente tiene una función específica.^{12, 25}

El adhesivo dental tiene una capacidad de adherencia que se basa en una doble adhesión. En primer lugar, se adhiere al esmalte y a la dentina, y en segundo lugar a la restauración. Este último ha demostrado ser un proceso de co-polimerización de dobles enlaces en la capa inhibida por el oxígeno.¹²

Para la unión al esmalte y a la dentina, la adhesión micromecánica es propuesta como un mecanismo inicial de unión que se logra mediante un proceso en el cual, el material inorgánico del diente se sustituye por los monómeros que son entrelazados en las retenciones cuando es polimerizada. La difusión y la capilaridad son los principales mecanismos para obtener una micro-retención mecánica. Microscópicamente, a este proceso se le llama hibridación. El entrecruzamiento del monómero ocurre en la colágena expuesta de la dentina.¹²

Teniendo en cuenta estos mecanismos, se pueden definir algunos requisitos para los sistemas adhesivos. Para la microretención mecánica es necesaria la eliminación de la capa de barrillo dentinario junto con la desmineralización del esmalte y de la dentina, una buena humectación, la difusión, la penetración y una buena polimerización de los monómeros. La microretención mecánica se producirá después de la desmineralización, la infiltración y el fraguado (endurecimiento) del monómero. La adhesión química se puede lograr mediante la adición de monómeros específicos con afinidad a la hidroxiapatita.

Suficiente co-polimerización entre el adhesivo y el revestimiento compuesto proporcionará buenas condiciones de adherencia a los compuestos.¹²

La composición química de los adhesivos es o al menos deben ser destinadas al cumplimiento de todos los procesos antes mencionados.

Según la información de los fabricantes^{21, 22}, la composición química del sistema adhesivo Futurabond NR es: Ácidos orgánicos, Bis-GMA, HEMA, TMPTMA (trimetacrilato de trimetilolpropano), canforoquinona, aminas, BHT (butil -hidroxitolueno), fluoruros y etanol. Para el sistema adhesivo Solobond M: Ácidos orgánicos, Bis-GMA, HEMA, BHT y acetona.

Un buen entendimiento de las propiedades químicas de los adhesivos, es primordial para comprender o incluso predecir su comportamiento.

Con el fin de asegurar un enlace covalente entre el adhesivo y el material de restauración, los monómeros de ambos deben ser similares. Al igual que en los compuestos, el polímero fotopolimerizado del adhesivo, funciona como un esqueleto que proporciona una estructura continua y propiedades físico-mecánicas, como la resistencia. Los monómeros por lo tanto, deben ser considerados como los componentes más importantes del adhesivo. Se pueden distinguir básicamente, dos tipos de monómeros: los que forman redes y los funcionales. Los monómeros funcionales tienen un grupo polimerizable, éstos muestran un grupo químico particular denominado grupo funcional que da funciones específicas. Los monómeros funcionales forman polímeros lineales al polimerizar, en contraste con los que forman redes de polímeros. Los monómeros que forman redes tienen dos o más grupos polimerizables que han demostrado exhibir una mejor resistencia mecánica, en comparación con los polímeros lineales, por lo que son importantes para reforzar el adhesivo.¹²

Normalmente las resinas dentales más utilizadas se preparan a partir de la polimerización de bisfenol glicidil metacrilato (Bis-GMA), bisfenol A etoxilados dimetacrilatos (Bis-EMA), dimetacrilato de uretano (UDMA), trietilenglicol glicidil dimetacrilato (TEGDMA) y dimetacrilato decanodiol (D₃MA). Los tres

primeros, viscosos, se utilizan como base; los dos últimos, no viscosos, se utilizan como disolventes. Tanto Futurabond NR ²² como Solobond M ²¹ contienen monómeros funcionales como HEMA (mono-metacrilato) y monómeros que forman redes como el Bis- GMA (di-metacrilato) y en el caso del Futurabond NR, también contiene TMPTMA (trimetacrilato). La principal diferencia entre acrilatos y metacrilatos además del grupo adicional metilo, es su reactividad. En contraste con los metacrilatos, el doble enlace de los acrilatos es mucho más reactivo y por lo tanto pueden presentar problemas con la biocompatibilidad y con la vida de almacenamiento en un anaquel. Por otra parte, los metacrilatos son menos sensibles a la inhibición por oxígeno. Ambos, acrilatos y metacrilatos, son vulnerables a la degradación por agua (hidrólisis). Las resinas dentales muestran una estabilidad térmica y química relativamente alta; sin embargo, en el medio oral pueden absorber agua y productos químicos como los que se encuentran en la saliva o los alimentos (ácidos, bases, sales, alcoholes, etc) y pueden liberar a los componentes de su entorno. El proceso de sorción de un líquido puede producir efectos nocivos sobre la estructura y función del polímero. Estos efectos pueden incluir cambios volumétricos como hinchamiento; cambios físicos como plasticidad y ablandamiento y cambios químicos como la oxidación y la hidrólisis. Las propiedades de la red podrán estar permanentemente alteradas por estos acontecimientos y el comportamiento del polímero puede ser comprometido. ^{12, 26,27}

Radovic²⁸ presenta la composición de Futurabond NR como:

Líquido A: Monómeros polifuncionales, éster del ácido fosforoso y carbónico de metacrilato, dimetacrilatos, SiO₂ de nano- partículas e iniciadores.

Líquido B: Etanol, agua, monómeros hidrofílicos, fluoruros.

Por lo tanto, Futurabond NR presenta más monómeros de metacrilato que Solobond M lo que puede explicar porque Futurabond NR exhibe mayor solubilidad (0.381 µg/mm³) que Solobond M (0.085 µg/mm³), ya que al tener más monómeros de metacrilato se degrada más por el agua y lo hace más soluble.

El HEMA (mono-metacrilato), es un pequeño monómero que tiene buena biocompatibilidad, sin embargo cuando no está fotocurado es notablemente alergénico. El HEMA no curado se presenta como un líquido soluble en agua, etanol y / o acetona. Otra característica importante del HEMA es su hidrofiliidad. A pesar de que este monómero no se puede utilizar como un agente desmineralizante, su hidrofiliidad lo hace un excelente promotor de adhesión. Al mejorar el mojado de la dentina, el HEMA mejora significativamente su fuerza de adherencia. Sin embargo, tanto en estado no curado como en estado curado, el HEMA se disuelve en agua. ¹²

En el artículo de Van¹², Jacobsen y Soderholm mencionaron que los adhesivos que contengan HEMA son más susceptibles a la contaminación del agua, donde el HEMA del adhesivo no curado puede absorber el agua que conduce a la dilución de los monómeros en la medida en que se inhibe la polimerización. HEMA unido a una cadena polimérica después de la polimerización también mostrará propiedades hidrofílicas y dará lugar a la absorción de agua, con el consiguiente hinchamiento y decoloración.

Con lo descrito anteriormente, se puede inferir que Futurabond NR tiene mayor contenido de HEMA ya que tuvo una sorción de $0.557 \mu\text{g} / \text{mm}^3$ mientras que Solobond M; $0.240\mu\text{g} / \text{mm}^3$. Estos resultados pueden explicar porque Futurabond NR presentó mayor microfiltración en comparación con Solobond M ya que mayor número de muestras (14) llegaron hasta dentina por 4 de Solobond M.

En comparación con los monómeros de mono-metacrilato, los di-metacrilatos se caracterizan por tener un comportamiento hidrofóbico. Anteriormente se infirió que Futurabond NR tiene mayor contenido de HEMA por lo tanto menor contenido de Bis-GMA; esto hace suponer que Solobond M debe tener mayor contenido de Bis-GMA que de HEMA. Por lo tanto este último es más hidrófobo por lo que absorbe menos agua y se solubiliza menos.

La investigación de las propiedades y la eficacia de monómeros utilizados en los sistemas adhesivos dentales son escasos. Considerando que los materiales en su mayoría compuestos de monómeros que se han investigado ampliamente como Bis-GMA, UDMA y TEGDMA, hay adhesivos que también contienen monómeros “desconocidos”.¹²

Uno de estos monómeros “desconocidos” es el trimetacrilato de trimetilolpropano (TMPTMA) que se encuentra en el sistema adhesivo Futurabond NR según el fabricante.²²

En la Tabla 2 se observó que Solobond M presentó mayor porcentaje de encogimiento (2.17%) y de contracción que Futurabond NR (1.69%). Esto se debe a que éste último contiene una molécula dentro de su matriz orgánica que no se encuentra en la formulación de Solobond M, el trimetacrilato de trimetilolpropano que es un agente de entrecruzamiento por polimerización de radicales libres, además de un promotor de adhesión.¹²

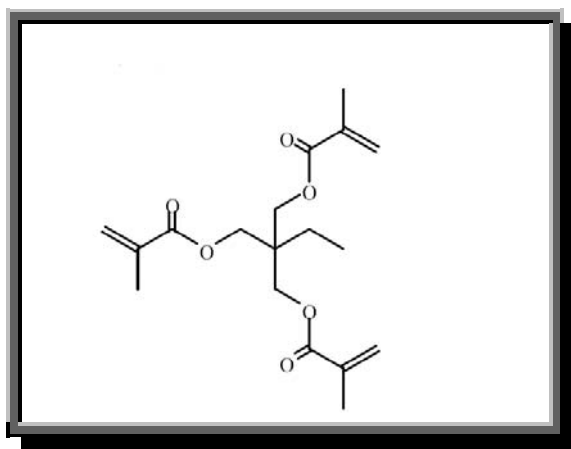


Figura 39. Molécula del TMPTMA

Los monómeros funcionales forman polímeros lineales con la fotopolimerización, mientras que los difuncionales forman polímeros entrecruzados. Estos últimos, se ha comprobado que exhiben una mayor resistencia mecánica, por lo que refuerzan al sistema adhesivo. Por lo tanto, puede inferirse que el TMPTMA confiere mayor resistencia ante cambios de temperatura, debido a que contiene tres enlaces disponibles para formar redes poliméricas. Es una molécula que favorece la polimerización, mayor grado de

conversión de polimerización, con respecto al Bis-GMA que es un dimetacrilato, y con respecto al HEMA que es un mono-metacrilato. Con base en lo anterior, este material presenta menor porcentaje de encogimiento y de contracción por polimerización; esto concuerda con los resultados obtenidos para Futurabond NR.

- Termociclado

La temperatura intraoral no es constante, varía con rapidez después de la rutina de comer y beber. El aumento de la absorción de agua a altas temperaturas puede producir una degradación irreversible de la red de polímero. En la cavidad oral, los materiales de restauración son sometidos a condiciones de variaciones térmicas y de carga. Estos ciclos térmicos y de cargas pueden ocasionar fracturas por fatiga durante su desempeño clínico a largo plazo.^{25, 29}

Una vez que el adhesivo ha polimerizado, tiene una constante interacción con su entorno. La principal interacción se produce con el agua que se difunde causando dos fenómenos. En algunos compuestos a base de resina, el agua se filtra contribuyendo a una pérdida de peso del material. También absorber agua conduce a un aumento de volumen y peso. Este fenómeno puede permitir cierto grado de relajación de los esfuerzos que se crearon dentro de la matriz durante la polimerización.³⁰

Someter las muestras de los adhesivos a termociclado puede dar una idea sobre la degradación del material en función de la temperatura. La prueba de termociclado consiste en someter muestras a cambios de temperaturas simulando las condiciones intraorales. Esta prueba induce esfuerzos entre el diente y el material de restauración debido a sus diferentes coeficientes de expansión térmica. Los monómeros de resina que forman parte de los adhesivos autograbantes de un solo paso son de bajo peso molecular y tienen una naturaleza relativamente hidrofílica. Al incorporar altas concentraciones de monómeros ácidos se puede producir sorción acuosa dando como resultado una disminución en la integridad marginal de los adhesivos. La difusión del

agua hacia la interfase entre el adhesivo y el diente ocasiona que los componentes de resina aumenten de volumen. Durante el proceso de termociclado, el agua caliente puede acelerar la hidrólisis de la resina y extraer los oligómeros. Los adhesivos autograbantes, en términos de simplificación de los procedimientos clínicos, pueden ser aceptables aun después de ser sometidos a un proceso de termociclado, con la intención de simular a largo plazo el ambiente oral. La exposición a una mayor temperatura aumenta el grado de polimerización y mayor conversión de monómero a polímero. Con el proceso de termociclado disminuye la viscosidad del material; por lo tanto, aumenta el movimiento de radicales libres reiniciándose la polimerización e incrementa la conversión de monómero a polímero.^{31, 32}

Los adhesivos dentales comerciales son disueltos en acetona y etanol, se agregan para desplazar el agua de la superficie de la dentina, lo que facilita la penetración de los monómeros en la dentina desmineralizada.²⁵

La adición de disolventes es indispensable para la composición de los adhesivos que necesitan unirse a la dentina. La naturaleza de la dentina húmeda sólo permite una buena humectación cuando se aplica un agente de unión hidrofílico. Al añadir monómeros hidrófilos, por un lado, y un disolvente por otro, el comportamiento de mojado se mejora notablemente. La baja viscosidad de los primers y/o resinas adhesivas se debe en parte al uso de disolventes que mejoran su capacidad de difusión en la micro-retención sobre la superficie dental. En caso de la unión a dentina secada por aire, el disolvente debe también ser capaz de expandir nuevamente la red colapsada.¹²

Los disolventes son sustancias capaces de disolver o dispersar una o más sustancias. Cuando un disolvente disuelve un sólido o líquido, las moléculas se separan unas de otras y los espacios son ocupados por moléculas del disolvente. La energía necesaria para romper los enlaces entre moléculas de soluto es suministrada por la formación de enlaces entre las partículas de soluto y las moléculas del disolvente: las viejas fuerzas intermoleculares son sustituidas por nuevas. La solubilidad característica de las moléculas es determinada principalmente por su polaridad. Los compuestos no polares o

débilmente polares se disuelven en disolventes no polares o débilmente polares; compuestos altamente polares se disuelven en disolventes altamente polares (lo similar disuelve a lo similar). La química clasifica a los disolventes en tres categorías de acuerdo a su polaridad: Prótico polar, dipolar aprótico y apolar.¹²

Futurabond NR tiene como disolventes al etanol y agua, por lo tanto, son disolventes próticos polares y forman enlaces de hidrógeno. Solobond M contiene acetona como disolvente, un disolvente aprótico polar y no contiene un grupo hidroxilo para formar uniones de hidrógeno, pero tiene un momento dipolar grande.

La mayoría de otros disolventes son tóxicos. MMA y HEMA, ambos monómeros se usan como diluyentes para otros monómeros y pueden ser llamados disolventes. Además, el grupo hidroxilo del HEMA también proporciona, enlaces de hidrógeno. Sin embargo, la capacidad de unión de los hidrógenos del HEMA es limitada.¹²

Las características más importantes de un disolvente son su momento bipolar, su constante dieléctrica, su punto de ebullición, su presión de vapor y su capacidad de formación de uniones hidrógeno. La presión de vapor de un disolvente es importante para garantizar una buena evaporación de los disolventes después de la aplicación del adhesivo sobre el tejido dental. Después del secado con aire se facilita la eliminación de los disolventes restantes del adhesivo. Además, el secado con aire reducirá el espesor de la capa adhesiva que se ha demostrado promueve una mayor eliminación de los disolventes. Según Radovic²⁸, Futurabond NR además de contener etanol como lo dice el fabricante también contiene agua. El agua es un disolvente polar, de alta constante dieléctrica capaz de disolver redes iónicas y compuestos polares. La capacidad de disolución está determinada por su capacidad de formar fuertes enlaces de hidrógeno. Sin embargo, el agua es un mal disolvente para compuestos orgánicos como los monómeros. Esta dificultad puede superarse mediante la adición de otro disolvente, como el etanol o la acetona.^{12, 28}

En los adhesivos de grabado y enjuague, el agua es capaz de expandir nuevamente la red de colágeno colapsada. Gracias a su alta constante dieléctrica, el agua es capaz de romper los enlaces de hidrógeno entre las fibras de colágeno. Sin embargo, su alto punto de ebullición y su baja presión de vapor implica que ésta sea difícil de eliminar del adhesivo después de la aplicación al diente.¹²

En el artículo de Van¹², Pashley et al. mostraron que los monómeros, como el HEMA, disminuyen la presión de vapor del agua y pueden interferir con la remoción de pequeñas cantidades de agua. Tay et al. en el artículo de Van¹² mostraron que el exceso de agua en los adhesivos, compromete la resistencia de unión entre el diente y el adhesivo, debido a la formación de ampollas de agua (fenómeno overwet). Futurabond NR contiene mayor cantidad de HEMA y como disolvente tiene etanol/agua, esto hace que la resistencia de unión sea menor que en Solobond M; por lo tanto como se observa en las Tablas 3 y 4, los resultados obtenidos por Solobond M presentan menor microfiltración ya que la mayoría de las muestras llegan hasta el esmalte, en cambio la mayoría de las muestras de Futurabond NR pasan del esmalte y llegan hasta dentina.

Como el agua, el etanol es un disolvente polar que forma enlaces de hidrógeno con sus solutos. Sin embargo, debido a su menor constante dieléctrica, también es adecuado para disolver solutos menos polares. Su mayor presión de vapor en comparación con la del agua, permite un mejor secado con aire. Normalmente el etanol se usa en conjunción con agua como co-disolvente. Esto implica la formación de enlaces de hidrógeno entre moléculas de agua y de etanol, lo que resulta en una mejor evaporación de éstos con respecto al agua. Evidentemente, esto resulta en mayor remoción de agua del adhesivo e incrementa la superficie deshidratada.¹²

La acetona de alto momento dipolar en combinación con su baja constante dieléctrica, permite disolver compuestos polares y apolares. Por esta razón, la acetona es una buena elección para adhesivos que combinan componentes hidrófobos e hidrofílicos. Su alta presión de vapor, aproximadamente cuatro veces mayor que la del etanol, es su ventaja principal. Sin embargo, su alta

volatilidad también permite reducir la vida de almacenamiento. La acetona es usada como disolvente único, aunque en los adhesivos de autograbado actúa como co-disolvente con el agua.¹²

Los sistemas adhesivos de grabado y enjuague suelen contener acetona, como es el caso de Solobond M, esto facilita la eliminación del agua, por lo tanto es menos soluble que el sistema adhesivo Futurabond NR. Este comportamiento se puede observar en los resultados obtenidos de microfiltración pues Solobond M presentó menor grado de microfiltración ya que la mayoría de las muestras llegaron hasta el esmalte, en cambio la mayoría de las muestras de Futurabond NR pasaron del esmalte y llegaron hasta dentina.

Las consecuencias de la contracción por polimerización en la odontología restauradora tienen implicaciones clínicas. Es importante comprender el grado de expansión que tiene lugar en diferentes materiales y la cinética de esta expansión en el tiempo. La expansión resultante de la sorción de agua puede ser un fenómeno deseable clínicamente si se contrarrestan completamente los efectos de la contracción por polimerización.³³

La cantidad de agua absorbida y la velocidad de absorción se ha demostrado que está controlada por la difusión. La absorción de agua actúa como plastificante, causando el hinchamiento del polímero. Las diferencias en las características de sorción de los adhesivos dentales pueden deberse a las diferencias en su composición y al grado de polimerización. El Bis-GMA tiene una estructura química que incluye componentes tanto hidrofílicos como hidrofóbicos que pueden obligar a absorber agua. En general, el Bis-GMA es un monómero relativamente hidrófobo, el HEMA sirve como agente humectante y disolvente de dimetacrilatos polimerizables. La sorción de agua en sistemas autograbantes según experimentos, se dice aumenta con la concentración de HEMA.^{25, 32}

Al contener mayor cantidad de HEMA, Futurabond NR obtuvo una sorción acuosa de $0.557 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, mientras que Solobond M obtuvo una sorción acuosa de $0.240 \mu\text{g}/\text{mm}^3$.

10.0 CONCLUSIONES

Existen varios factores que influyen la solubilidad y la sorción acuosa de los adhesivos, uno de ellos son sus disolventes ya que el sistema adhesivo Futurabond NR tiene como disolvente agua y etanol y el sistema adhesivo Solobond M contiene acetona.

El sistema adhesivo Solobond M es menos soluble que el sistema adhesivo Futurabond NR por lo que, la microfiltración de Solobond M fue menor que Futurabond NR.

Futurabond NR presentó menores valores de contracción por polimerización y encogimiento que el sistema adhesivo Solobond M. Esto se debe a que Futurabond NR contiene una molécula dentro de su matriz que no se encuentra en la formulación de Solobond M: trimetacrilato de trimetilolpropano que es un agente de entrecruzamiento.

Se concluye que es muy importante conocer los componentes de cada adhesivo para poder predecir el comportamiento clínico, ya que independientemente de que sea de grabado y enjuague o autograbado, lo importante es su composición química.

11.0 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Steenbecker O, Garone W, Da Souza C, Echeverría J, Núñez N, Priotto E. Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética adhesiva. Propiedades, principios y fundamentos. Primera edición. Editorial Universidad de Valparaíso. Chile. 2006.
2. Anusavice, K.J. Ciencia de los materiales dentales de Phillips. Décima edición. Editorial Mc Graw Hill Interamericana. México. 2004.
3. Gartener L, Hiatt. Texto Atlas de Histología. Segunda edición. Editorial McGraw Hill. 2002.
4. Gómez de Ferraris M, Campos M, Histología y Embriología Bucodental. Segunda edición. Editorial Médica Panamericana, España, 2003.
5. Barceló F, Palma. Materiales dentales: Conocimientos básicos aplicados. Primera edición. Editorial Trillas. México. 2002.
6. Craig R, Wataha J. Dental materials. Properties and manipulation. Octava edición. Editorial Mosby. Missouri. 2002.
7. Macchi R. Materiales Dentales. Cuarta edición, Editorial Médica Panamericana. Buenos Aires, Argentina. 2007.
8. Guzmán B. Biomateriales Odontológicos de Uso Clínico, Editorial ECOE EDICIONES. Tercera edición. Colombia. 2003.
9. Cova J. Biomateriales dentales. Primera edición. Editorial AMOLCA. México D.F. 2004.

10. Comparison of composite curing parameters: Effects of light source and curing mode on conversion, temperature rise and polymerization shrinkage. Z Tarle, A Knezevic, N Demoli, A Meringa, J. Sutalo Operative Dentistry 2006, 31-2, 219-226
11. Cabanes G. Fuentes lumínicas para la fotoactivación en Odontología. www.blanqueamientodental.com
12. Van Landuyt, Snauwaert, De Muncka, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. Biomaterials 28 (2007) 3757–3785
13. Barrancos J. Operatoria dental. Integración clínica. Cuarta edición. Editorial Médica Panamericana. Argentina. 2006.
14. Carrillo C. Dentina y adhesivos dentinarios. Conceptos actuales. ADM Vol. LXIII, No. 2. Marzo-Abril 2006.
15. Rees J.S, Jacobsen P.H. The polymerization shrinkage of composite resins. Dent Mat. 5:41-44.1989.
16. Malacarne J., Carvalho R, Goes M, Suizero N, Phasheley D. Water sorption/ solubility of dental adhesive resins. Dent Mat. 22 9/3-960, 2006.
17. Kalachandra S. Influence of fillers on the water sorption of composites. Dent Mat 5:283-288. 1989.
18. Watts DC, Cash AJ. Determination of polymerization kinetics in visible light cured materials: Method development. Dent Mat, 7:281-7. 1991.
19. Álvarez-Gayosso C, Barceló-Santana F, Guerrero-Ibarra J, Sáez-Espínola G, Canseco-Martínez MA. Calculation of Contraction Rates due to Shrinkage light-cure composites. Dent Mat,20:228-35. 2004.

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. Instructivo del sistema adhesivo Solobond M.
22. Instructivo del sistema adhesivo Futurabond NR.
23. ISO/TS 11405:2003 Technical specification. Dental materials-Testing of adhesion to tooth structure. Second edition 2003
24. American Dental Association. Specification No. 27 .Resinas compuestas.
25. Dhanpal P, Yiu C, King N, Tay F, Hiraishi N, Effect of temperature on water sorption an solubility of dental adhesive resins. journal of dentistry 37 (2009) 122-132
26. Ferracane J, Hygroscopic an hydrolytic effects in dental polymer networks. Dental materials (2006) 22, 211-222
27. Sideridou I, Karable M, Vouvoudi E, Papanastasiou G. Sorption and desorption parameters of water or ethanol in light-cured dental dimethacrylate resins (2007) InterScience
28. I Radovic, ZR Vulicevic, F García Godoy. Morphological evauation of 2- and 1-step Self Etching System Interfaces with Dentin. Operative Dentistry, 2006, 31 6, 710-718
29. Meric, Gökce. Ruyter I. Eystein. Effect of thermal cycling on composites reinforced with two differently sized silica-fibers. Dental materials 23 (2007) 1157-1163

30. Martin N, Jedynakiewicz N. Measurement of water sorption in dental composites. *Biomaterials* 19 (1998) 77- 83

31. Amano, A Yamamoto, K Tsubota, A Rikuta, Effect of Thermal Cycling on Enamel Bond Strength of Single-step Self-etch Systems. *Operative Dentistry*, 2006, 31-5, 616-622

32. Sideridou I, Tserki V. Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate- based dental resins. *biomaterials* 24 (2003) 655-665

33. Martin N, Jedynakiewicz N. Measurement of water sorption in dental composites. *Biomaterials* 19 (1998) 77- 83