



**UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTÓNOMA DE MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**ESTUDIO COMPARATIVO DE LAS PROPIEDADES
FÍSICAS DE ADHESIÓN Y CONTRACCIÓN ENTRE
UN ADHESIVO CADUCO Y UNO VIGENTE.**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A :

HECTOR GUZMÁN ARMENTA

DIRECTOR: C.D. LUIS MIGUEL MENDOZA JOSÉ

ASESOR: MTRO. CARLOS ALBERTO MORALES ZAVALA

ASESOR: MTRO. JOSÉ ARTURO FERNÁNDEZ PEDRERO



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

AGRADECIMIENTOS:

A DIOS Y A LA VIRGEN DE GUADALUPE

Por protegerme siempre a donde quiera que vaya alejándome de las malas compañías. Gracias por rodearme siempre de mucho amor y felicidad permitiéndome vivir y compartir este momento tan importante con todas las personas que quiero con todo mi corazón.

A MI PADRE:

Antonio Guzmán Morales. Gracias por educarme con firmeza y guiarme con tus consejos y sabiduría e inculcarme valores para hacer de mí un hombre de bien. Te agradezco por confiar en mí y apoyarme incondicionalmente muchas veces sufriendo carencias tú y mi mamá para que yo pudiera estudiar y terminar mi carrera con éxito.

A MI MADRE:

Juana Armenta Mendoza. Primero quiero darte las gracias por darme la vida y darme siempre los mejores consejos. Gracias por llenar mi corazón de cariño y amor por la vida y preocuparte siempre de que yo estuviera bien, infinitamente gracias por tus bendiciones y encomendarme a dios cada vez que salgo de casa.

A MIS HERMANOS:

Antonio, Leticia, Fernando, Rafael, Álvaro, Juana y Martín. De corazón gracias por apoyarme en mis estudios y encontrar en ustedes una amistad invaluable y ser mí ejemplo a seguir, por darme consejos y mucho aliento para salir adelante sin ustedes no lo hubiera logrado.

**ESTE PASO TAN IMPORTANTE QUE HOY DOY EN MI
VIDA SE LOS DEBO A USTEDES LA GRAN FAMILIA:**

GUZMÁN ARMENTA

GRACIAS

AL CIRUJANO DENTISTA:

Luis Miguel Mendoza José. Gracias por ser un excelente profesor y principalmente por ser un gran amigo que me ha brindado su amistad y confianza apoyándome siempre con los mejores consejos y conocimientos en el transcurso de mi carrera.

AL MAESTRO:

Carlos Morales Zavala: Le doy las gracias por el interés y el apoyo brindado durante todo el proceso de esta investigación y por la amistad que me ha manifestado.

AL MAESTRO:

Arturo Fernández Pedrero. Por apoyarme con el material necesario para lograr el éxito de esta investigación.

A MI NOVIA:

Rebeca Chimal Uscanga. Gracias por llegar a mi vida y regalarme todo tu cariño y comprensión apoyándome incondicionalmente en todo momento y llenarme de felicidad día con día.

A MIS AMIGOS:

Hugo Rodríguez, Alejandro, Jonathan, Hugo Jiménez, Marco y Gabriel. Gracias por la amistad y apoyo que me han brindado durante estos cinco años de conocerlos.

**ESTUDIO COMPARATIVO DE LAS PROPIEDADES
FÍSICAS DE ADHESIÓN Y CONTRACCIÓN ENTRE
UN ADHESIVO CADUCO Y UNO VIGENTE.**

ÍNDICE

1. Resumen.....	1
2. Introducción.....	2
3. Antecedentes Históricos.....	3
4. Adhesión.....	6
5. Mecanismos de adhesión.....	7
5.1. Adhesión Química.....	7
5.2. Adhesión Micro-Mecánica.....	8
6. Parámetros que Afectan y Favorecen la Adhesión al Tejido Dentario.....	8
6.1. Energía Superficial.....	8
6.2. Humectación.....	8
6.3. Contracción por polimerización.....	9
6.4. Flujo.....	9
7. Clasificación Química de los Adhesivos.....	10
7.1. Abreviaciones de Agentes Químicos Usados en Odontología Adhesiva.....	13
8. Adhesión a la Estructura Dentaria.....	14
8.1 Adhesión al Esmalte.....	14
8.2. Adhesión a Dentina.....	14
9. Evolución de los Distintos Adhesivos.....	16
9.1. Primera Generación.....	16
9.2. Segunda Generación.....	16
9.3 Tercera Generación.....	17

9.4. Cuarta Generación.....	18
9.5. Quinta Generación.....	18
9.6. Sexta Generación.....	19
10. Planteamiento del Problema.....	20
11. Justificación.....	21
12. Hipótesis.....	22
13. Objetivo General.....	23
14. Objetivos Específicos.....	24
15. Variables Dependientes.....	25
16. Variables Independientes.....	25
17. Presentación del Producto.....	26
18. Información del Producto Aportada por el Fabricante.....	26
18.1. Composición Química.....	26
18.2. Adhesión a Dentina.....	28
18.3. Efectos del “Paso sin Lavado”.....	29
18.4. Calidad Marginal Excelente.....	30
18.5. Indicaciones.....	30
18.6. Contraindicaciones.....	30
18.7. Advertencias.....	31
18.8. Precauciones.....	31
18.9. Reacciones Adversas.....	32
18.10. Instrucciones Paso a Paso.....	32
18.11. Almacenamiento.....	33

19. Material y Equipo.....	34
20. Muestreo.....	35
21. Metodología para Medir la Fuerza de Adhesión.....	36
22. Metodología para Medir la Contracción por Polimerización.....	40
22.1. Equipo para Medir la Contracción.....	40
22.2. Preparación de Muestras de Contracción.....	40
22.3. Determinación de la Contracción.....	44
23. Tabla de Comparación de Valores de la Fuerza de Adhesión.....	45
23.1. Gráfica de Comparación en la Resistencia de Adhesión entre el Adhesivo caduco y el Adhesivo Vigente.....	46
24. Tabla de Comparación de Valores para los Niveles de Contracción por Polimerización.....	47
24.1. Gráfica de Comparación de los Niveles de Contracción entre el Adhesivo Caduco y el Adhesivo Vigente.....	48
25. Estudio Estadístico de ANOVA de Una Vía para Adhesión.....	49
26. Estudio Estadístico de ANOVA de Una Vía para Contracción.....	50
27. Resultados.....	51
26. Discusión.....	52
27. Conclusiones.....	54
28. Bibliografía.....	55

1. RESUMEN

El objetivo de esta investigación fue realizar un estudio sobre las propiedades de adhesión y contracción en un adhesivo dental de sexta generación autograbable con fecha de caducidad vencida y un adhesivo autograbable vigente, el material para estudio fue XENO III (Dentsply).

Para medir la fuerza de adhesión fueron utilizados 50 terceros molares humanos, se dividieron los molares en 2 grupos de 25 cada uno, de los cuales 10 se utilizaron para las pruebas piloto, 20 y 20 respectivamente con adhesivo vigente y con adhesivo caduco. A cada grupo se le aplicó el adhesivo respectivo y a cada muestra se aplicó resina Quixfil (Dentsply), las muestras fueron sometidas a carga traccional de 1mm/min. En la Máquina Universal de pruebas (Instron).

Para medir la contracción del adhesivo vigente y caduco XENO III (Dentsply). Se procedió a realizar las muestras correspondientes para cada adhesivo que consta de 25 muestras para cada grupo, 5 muestras de cada grupo se utilizaron para pruebas piloto. Las muestras conformadas fueron llevadas al transductor y fotopolimerizadas durante 60 segundos. Con el sistema de adquisición de datos pico ADC-16 se recolectaron y graficaron los valores.

Los resultados obtenidos en este estudio fueron sometidos al análisis estadístico ANOVA de una vía obteniendo así que: para el material caduco con respecto a las pruebas de adhesión se observó una disminución en sus valores y una diferencia significativa estadísticamente; no así para los valores obtenidos en niveles de contracción, en donde resultó que no había diferencia significativa estadísticamente.

2. INTRODUCCIÓN

Algunos Cirujanos Dentistas en su práctica profesional utilizan materiales adhesivos con fecha de caducidad que se ha vencido. El fabricante garantiza las propiedades de adhesión del producto hasta dicha fecha y el Cirujano Dentista los sigue utilizando pretendiendo que el material sigue conservando todas sus características de adhesión como cuando el material tenía fecha vigente de caducidad.

Lograr la adhesión ha sido un gran reto para la Odontología en general, durante muchas décadas se han realizado numerosas investigaciones sobre los adhesivos y han surgido novedosos materiales que siguen en constante evolución.

Los adhesivos dentales son imprescindibles en la práctica odontológica actual. Su indicación es muy amplia, podemos utilizarlos en Odontología Conservadora, en las restauraciones directas estéticas, ya sean con Composite, Compomero, Cerómeros, Ormoceras o Polímeros de Vidrio, en las restauraciones indirectas estéticas de Cerámica o Composite y en la utilización de Cementos de Resina.

Todos estos tratamientos clínicos basan su éxito y durabilidad en la capacidad de sellado y en la fuerza de adhesión creada por el sistema adhesivo utilizado.

3. ANTECEDENTES HISTÓRICOS

La adhesión es una de las más importantes innovaciones que se han producido en el ejercicio de la Odontología a lo largo de su historia, principalmente en la última mitad del siglo XX.

En el siglo XXI es común la práctica de la adhesión en un sin número de acciones clínicas, muchas veces sin valorar la importancia de esta herramienta, que en décadas pasadas resultaba inimaginable aplicarla en nuestra profesión.

Es importante ubicar en el tiempo aquellos acontecimientos que marcaron la evolución de la adhesión. Tales acontecimientos siguen simultáneamente, no una, sino varias rutas generalmente paralelas. Su meta de todas ellas tiene como objetivo lograr la adhesión, de acuerdo con su orientación se pueden diferenciar dos importantes grupos. El primero se encamina a obtener adhesividad a los tejidos dentales (esmalte, dentina), mientras que el segundo busca lograr la adhesión a las estructuras artificiales (metálicas, cerámicas y poliméricas), utilizadas en la elaboración de restauraciones indirectas. Abordaremos los acontecimientos más relevantes del primer grupo.

En 1949 el químico Suizo *Oscar Hagger*, patentó un producto basado en el dimetacrilato del ácido glicerofosfórico, y la compañía Amalgamated/De Tray lo comercializó con el nombre de Sevrison cavity seal. Fue el primer intento por lograr la adhesión.⁵

Sin embargo universalmente se reconoce a *Michael Buonocore* como piedra angular de la adhesión quien en 1955 relató que la resina autopolimerizable metacrilato de metilo podía ser unida duraderamente al esmalte de incisivos humanos. Aunque la resina acrílica no fuese adhesiva, ella podía ser unida al esmalte después de que esta haya sido acondicionada químicamente. *Buonocore* utilizó ácido Fosfórico al 85% por 30 segundos para lograr descalcificación ácida y observó que se incrementaba notablemente el área de superficie debido a la acción del grabado ácido exponiendo la estructura orgánica del esmalte. Los primeros intentos clínicos del método se preocuparon en sellar cicatrices y fisuras de los molares, con la finalidad de prevenir la caries.³

En 1962 *Rafael Bowen* patentó la resina Bis-GMA (producto de la reacción entre un Bisfenol y el Metacrilato de Glicidilo) conocida como fórmula de Bowen. Así se dio inicio al desarrollo de materiales poliméricos que son capaces de adherirse al esmalte.⁵

En 1966 *Newman y Sharpe* modificaron la consistencia del citado material, eliminando su relleno cerámico produciendo así una resina de muy baja viscosidad, siendo la primera en adherirse al esmalte. Así nació el primer adhesivo dental.⁵

La búsqueda de la adhesión a la dentina, se ve obstaculizada porque a diferencia del esmalte, la dentina no presenta características homogéneas que favorezca su adhesividad, sus importantes variaciones topográficas, su composición química con alto contenido orgánico y agua, y la presencia de fluido dentinario son barreras que dificultan la adhesión. Otro factor desfavorable para la adhesión dentinaria es la presencia de una capa superficial característica que se forma después de la instrumentación rotatoria de la dentina. *Boyde y col.*, en 1963 denominaron a dicha capa como *Smear Layer* (Lodo o Barrillo Dentinario), la cual consiste primordialmente de detritus y dentina desorganizada.

Pashley y sus colaboradores comprobaron la capacidad del *Smear Layer* de disminuir la permeabilidad de la dentina en aproximadamente un 86%. Sin embargo, el *Smear Layer* es poroso y tiene micro canales entre partículas, que pueden permitir tanto la salida del fluido de la dentina como la entrada de toxinas microbianas y agentes destructivos de la pulpa.¹

En 1970 *David Eick y col.*, Fueron los primeros en identificar químicamente el *Smear Layer* describiendo su apariencia topográfica, y en 1984 *Brannstrom* la subdividió en dos capas, la externa (*smear on*), que es amorfa y reposa sobre la superficie dentinaria, y la interna (*smear in o smear plug*), formada por partículas más diminutas que se localizan en el interior de los túbulos.⁵

A mediados de los años 70s se ha elaborado una clasificación por generaciones que es la más aceptada por el cirujano dentista y los fabricantes. Tal tendencia se inicio al darse a conocer los productos de la llamada segunda generación que pretendían superar las limitaciones de sus predecesores uniéndose químicamente a la dentina y al *Smear Layer*, tales productos como Scotch Bond (3M) y Prisma Universal Bond (Dentsply).⁵

En diciembre de 1976, *Fusayama* hace referencia a los primeros intentos de un sistema adhesivo experimental, este sistema poseía en su composición monómeros como el Bis-GMA (Bisfenol-A Glicidil Metacrilato) y el monómero éster fosfórico Phenyl-P [2-(metacriloxi) etil fenil hidrógeno fosfato) como componentes adhesivos.¹

Un importante impacto en la adhesión dentinaria sucedió cuando *Fusayama y cols.* En 1979 emplearon ácido Ortofosfórico al 37% para grabar tanto esmalte como dentina. Este estudio demostró que el procedimiento no aumentaba el daño pulpar y que sin embargo aumentaba la retención de la restauración de una manera significativa.⁴

Nakabayashi y cols. (1982) describieron los monómeros basados en 4-metacriloxietil trimetrilato anhídrico que contenían grupos químicos hidrofílicos e hidrofóbicos que pueden penetrar en la dentina grabada y polimerizar creando una

capa transicional formada por diente y resina. Sobre esta base se planteo la teoría conocida como Hibridación dentinaria, la cual sostiene que la adhesión a la dentina se da por un mecanismo de retención macromecánico de la resina en la red de fibras colágenas de la dentina desmineralizada, en la cual luego de infiltrarse en consistencia fluida y adoptar rigidez por polimerización queda trabada formando una capa mixta o capa híbrida resina/colágeno, también denominada de interdifusión.^{5, 7, 26}

En 1986 apareció la llamada tercera generación cuya novedad consistía en la adición de monómeros hidrófilos, principalmente el HEMA (2-Hidroxietil Metacrilato), lo cual les permitió lograr niveles de adhesión mas altos que sus predecesores cerca de 10 MPa, como los productos Scotch Bond 2, Prisma Universal 2 o Gluma, entre otros.⁵

En 1990 *Fujita y col*, cuestionando la capacidad de infiltración del adhesivo en la zona desmineralizada de la dentina por el grabado ácido, con el argumento de que el contenido casi exclusivo de componentes orgánicos en la superficie desmineralizada de la dentina podrían inhibir la adhesión, iniciaron estudios que exploraban eliminar las fibras de colágeno de la zona desmineralizada luego de desmineralizar la dentina y antes de aplicar sobre ella el adhesivo, para ello utilizaron solventes de material orgánico, tales como soluciones de hipoclorito de sodio o colagenaza. Estos estudios revelaron que dicho procedimiento no disminuye la resistencia adhesiva y eventualmente puede favorecerla. Quedando descartada que la traba micromecánica del adhesivo en la red de fibras colágenas (hibridación) sea la única que sustenta la adhesión dentinaria y más bien se renovó la atención a la elevación de su tensión superficial. Estos hallazgos no fueron puestos en práctica clínicamente, por ser contrarios a la corriente de simplificación de técnicas.⁵

A partir de 1990, aparecieron los primeros productos de cuarta generación, como por ejemplo: All Bond 2 (Bisco), Opti Bond FL (Kerr), Pro Bond (Dentsply), Scotch Bond Multipropósito Plus (3M), Syntac (Vivadent) y Bond it (Jeneric), cuya importante innovación consistió en incorporar el *Primer* que ayuda a promover la adhesión sumado al acondicionador y al adhesivo. Según *Bayne* en el 2002 esta generación es denominada como la de tres compuestos. El grabado total se comenzó a popularizar.⁵

En 1995 aparecieron los sistemas de quinta generación, que con respecto a efectividad de adhesión según *Van Meerbeck y cols.* en el 2001. Estos la cumplen de manera semejante que los de cuarta generación. Su única diferencia es su manejo es más simplificado, ya que unen el *Primer* y adhesivo en un solo frasco y en otro el acondicionador. Esta característica es común en los productos como *Prime Bond* (Dentsply), que luego paso a ser sucesivamente *Prime and Bond 2,2.1* y *NT*, *Optibond Solo* (Kerr), después la versión plus, *Bond 1* (Jeneric), *Syntac Single Componet* (Vivadent), que dio paso a *Excite* y muchos otros.⁵

En el año 2000 aparecieron los sistemas de sexta generación, que se identifican por haber unido en un solo frasco la triada: acondicionador, *Primer* y adhesivo, aunque en realidad esa unión solo se produce al momento de su aplicación ya que se presentan en dos cámaras. Entre los productos de sexta generación se encuentran Xeno III (Dentsply), Adper Prom L pop (3M ESPE) entre otros.⁵

A fines del 2002 apareció el producto i Bond (Kulzer) que se anuncia como el primero de los de séptima generación, aunque es muy semejante a los de sexta generación este si presenta todos sus componentes en un solo frasco y no se necesita realizar ninguna mezcla.⁵

4. ADHESIÓN

Existen diversidad de definiciones en la literatura especializada entre ellas tenemos las siguientes:

La palabra adhesión es derivada del latín *adhaerere*, la cual es un compuesto de *ad*, o para, y *haerere*, o pegarse.²⁹

La adhesión es la unión íntima que se sucede entre dos superficies de diferente naturaleza química gracias a fuerzas interfaciales.¹¹

Cuando dos sustancias se ponen en contacto, las moléculas de una se adhieren o son atraídas por las moléculas de la otra. Esta fuerza se denomina adhesión cuando se atraen diferentes moléculas.⁴

Se denomina adhesión a cualquier mecanismo que se emplea para mantener partes en contacto.⁶

Adhesión es la unión de materiales diferentes mediante la atracción de sus átomos o moléculas. Dado que entre los átomos existe siempre alguna atracción, la fuerza de adhesión es cuestión de magnitud.³⁰

En un sentido amplio, la adhesión es, simplemente, un proceso de unión superficial. El termino adhesión se caracteriza normalmente por la especificación del tipo de atracción intermolecular que puede existir entre el adhesivo y el adherente.⁴

La adhesión en Odontología restauradora significa unir a un sustrato sólido (estructuras dentales). El biomaterial a aplicar, manifestándose la adhesión como tal en la interfaz diente-restauración, es decir entre sus superficies o caras en

contacto, en las cuales se deben producir fuerzas que las mantengan fijadas en forma permanente.¹⁰

El material o película para la adhesión se denomina adhesivo y el material al que se aplica es el adherente.

Sistema Adhesivo en Odontología: es el material que, cuando es aplicado a superficies de sustancias de diferente sustrato, puede unirlos, resistir la separación, y transmitir cargas a través de la unión.²⁹

5. MECANISMOS DE ADHESIÓN

El fenómeno de adhesión se aplica en muchas situaciones en Odontología, por ejemplo, las fugas adyacentes a los materiales dentales de restauración son el resultado de una adhesión insuficiente o incompleta. En realidad, la unión de la placa o el cálculo a la estructura dental se puede explicar como un mecanismo de adhesión. Por tanto es esencial comprender los principios fundamentales asociados con estos fenómenos.⁴

Existen dos mecanismos de adhesión: **química** y **mecánica**.

5.1. ADHESIÓN QUÍMICA

Cuando se altera la estructura química de los materiales y existe un intercambio de iones y se comparten electrones se trata entonces de lo que se conoce como adhesión química o específica. En esta el adhesivo y el adherente experimentan una interacción química en su superficie de contacto.⁸

La adhesión química fija permanentemente la restauración al diente y también puede sellar túbulos dentinarios e impedir, mientras ésta se mantenga, la microfiltración.

La adhesión química se logra por enlaces químicos de naturaleza atómica (primaria) y molecular (secundaria).

Los enlaces primarios son uniones a nivel atómico. Específicamente se producen entre los electrones que conforman la capa atómica más externa con relación a sus electrones de valencia y son: los iónicos, covalentes y los metálicos.

Los enlaces secundarios se producen como consecuencia del desequilibrio electrostático entre los átomos que conforman una molécula. Se les conoce como las fuerzas de Van der Waals y son: fuerzas de Keeson, fuerzas de Debye, fuerzas de dispersión de London y el puente de hidrogeno. A este tipo de uniones se tiende a denominarlas físicas en lugar de químicas por que su unión se da a nivel de moléculas y no entre átomos.¹⁰

5.2 ADHESIÓN MICRO MECÁNICA

La fuerte unión de una sustancia a otra se puede producir también por una unión mecánica o retención, y no por la atracción molecular.

La unión mecánica supone mecanismos más sutiles, como la penetración del adhesivo en irregularidades microscópicas o submicroscópicas (p.ej., grietas y poros). Para este procedimiento es mejor un adhesivo fluido o un adhesivo líquido ligeramente viscoso, porque penetra en estos defectos superficiales con facilidad. Al endurecer, las numerosas proyecciones del adhesivo embebidas en la superficie adherente proporcionan el anclaje para la unión mecánica (retención).⁴

La retención surge del enlace mecánico de adhesión en superficies irregulares. Para una penetración adecuada en las irregularidades por el adhesivo es necesaria una buena humectación del sustrato.⁹

6. PARAMETROS QUE AFFECTAN Y FAVORECEN LA ADHESIÓN AL TEJIDO DENTARIO

6.1. ENERGIA SUPERFICIAL

Para que se produzca la adhesión, las interfaces de las superficies deben atraerse entre si. Esta situación se da independientemente de las fases (sólida, líquida o gaseosa) de las dos superficies.

El aumento de la energía por unidad de área de la superficie se denomina energía superficial o tensión superficial.⁴

La energía superficial del adhesivo debe ser igual o menor que la del sustrato. Debe tener una energía superficial tan alta como sea posible. Los líquidos con mayor energía tienden a penetrar más rápido los capilares, como grietas en superficies rugosas.⁹

6.2. HUMECTACIÓN

Se entiende por humectación a la capacidad que tiene un líquido de mojar a un sólido, o la oportunidad que presenta un adhesivo de cubrir un sustrato por completo con la finalidad de obtener el máximo beneficio de las fuerzas de adhesión físico mecánicas o químicas.

La humectación se mide por el ángulo de contacto que forma la sustancia adhesiva o de enlace sobre el sustrato.⁴

La extensión del mojado o eficiencia del adhesivo depende de su viscosidad, de las irregularidades del adherente y del ángulo de contacto que el adhesivo forma con el adherente. Mientras más pequeño es el ángulo de contacto, mayor es la

humectación y, si el ángulo es muy grande, la humectación será deficiente y, en consecuencia, la adherencia será deficiente.⁹

Esto significa que el sistema adhesivo debe humectar suficientemente la superficie sólida, tener una viscosidad que sea lo suficientemente baja para penetrar las microporosidades, y ser capaz de desplazar el aire y la humedad durante el proceso de adhesión. Los acondicionadores en los sistemas actualmente disponibles de uso diario contienen monómeros hidrofílicos, tales como el HEMA, como agentes de superficie activa para mejorar la humectación de las resinas adhesivas hidrofóbicas. Además, los solventes en los acondicionadores modernos, tales como alcohol o acetona, aseguran una adecuada remoción de aire y líquido mediante la evaporación rápida.²⁹

6.3. CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN

El reordenamiento dimensional de monómeros dentro de las cadenas polímeras durante la polimerización inevitablemente conduce hacia una contracción de volumen.

En situaciones clínicas, la contracción del curado esta limitada por el desarrollo del enlace del material restaurador a las paredes cavitarias. Esta restricción induce fuerzas de contracción de polimerización, la cual impide el desarrollo de la unión resina-diente mediante tracción del material de resina polimerizando lejos de las paredes cavitarias. Si la cadena más débil es la interfase de unión del diente, la unión resina-esmalte podría superar la contracción, pero no podría la interfase resina-dentina más débil. Los materiales de resina que se encuentran actualmente disponibles se contraen durante la polimerización.²⁹

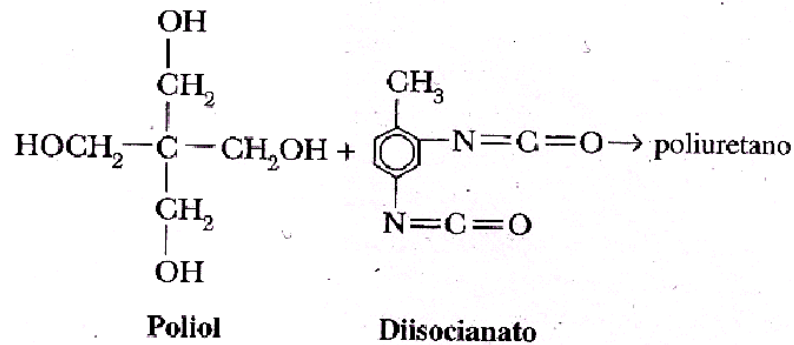
6.4. FLUJO

Durante el proceso completo de polimerización, la deformación plástica, o flujo, de la resina compuesta ocurre y puede ser parcialmente compensada por la fuerza de encogimiento inducida. Esta deformación plástica irreversible toma lugar durante las primeras etapas del proceso de polimerización, cuando la fuerza de contracción excede el límite elástico de la resina restauradora. A medida que la polimerización avanza, la contracción y el flujo disminuyen debido a que la rigidez aumenta. Las resinas compuestas fotocuradas de polimerización rápida exhiben menor flujo relacionado a la liberación de las fuerzas, mientras que las resinas compuestas de autocurado proporcionan el desarrollo de unión adhesiva e la dentina con más tiempo de sobrevivencia. Sólo una fracción de la rigidez final es alcanzada por las resinas compuestas autocurables 10 minutos después de la mezcla. Consecuentemente, la combinación de una baja proporción de curado y la rápida formación de enlace adhesivo se considera favorable para la preservación de la integridad marginal. Mientras más alta sea la proporción de unión a la superficie de resina libre, el menor flujo puede compensar la fuerza de contracción.²⁹

7. CLASIFICACIÓN QUÍMICA DE LOS ADHESIVOS

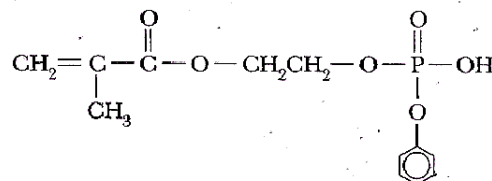
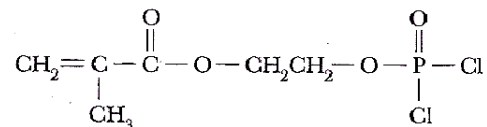
Los adhesivos dentinarios pueden clasificarse como: 1) poliuretanos (PU); 2) fosfonatos orgánicos (FO); 3) anhídridos melíticos más metacrilato de metilo (4-META); 4) hidroxietilmetacrilatos más glutaraldehído (HEMA+GA); 5) oxalato férrico más el producto de la reacción N-fenil o tolil glicina con glicidilmetacrilato (NPG-GMA) más el producto resultante de la reacción de dianhídrido piromelítico y 2-hidroxietilmetacrilato (PMDM); 6) hidroxietilmetacrilato/Bis-GMA más un ácido maleico grabador (HEMA/Bis-GMA), y 7) bifenil dimetacrilato (BPDM).

El adhesivo de tipo uretano se forma por la reacción de poliol con diisocianato:



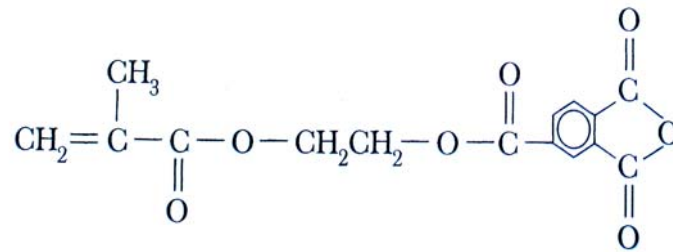
El diisocianato reacciona con el poliol y con los grupos $-\text{OH}$ o $-\text{NH}_2$ del mineral o los componentes orgánicos de la dentina. Posteriormente puede adherirse el composite al poliuretano.

Los adhesivos de tipo fosfanato pueden ser halogenados o no; son ejemplos típicos:



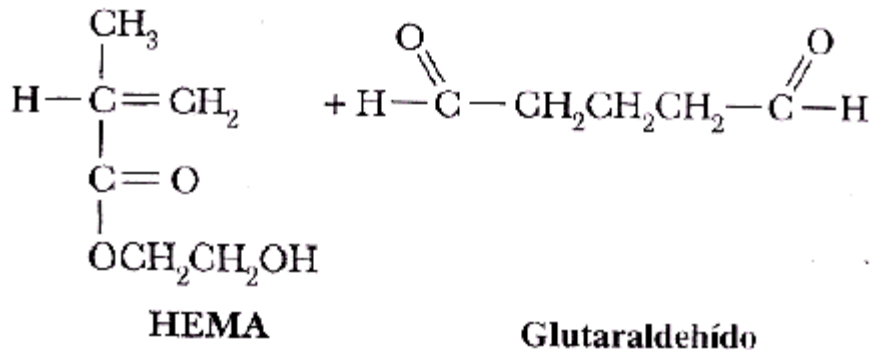
El extremo fosfato reacciona con el calcio de la hidroxiapatita, y el doble enlace carbono-carbono del extremo opuesto reacciona con el composite.

El adhesivo de anhídrido melítico se disuelve en metacrilato de metilo, siendo un ejemplo típico de ello el 4-META:



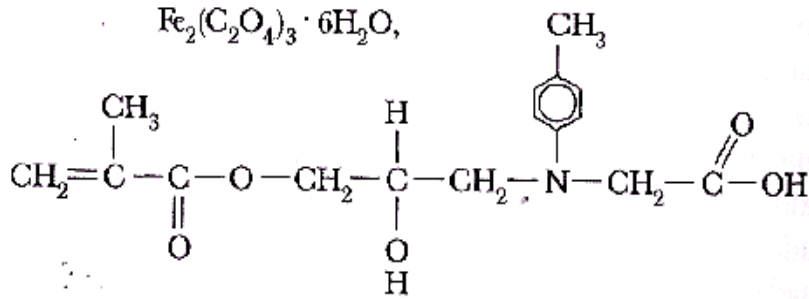
El anhídrido se hidroliza formando un diácido con grupo -OH sobre la superficie de la dentina y funciona como un ácido acrílico y que el doble enlace carbono-carbono reaccione con el composite.

El adhesivo de hidroxietilmetacrilato (35%) más glutaraldehído (5%) consta de:

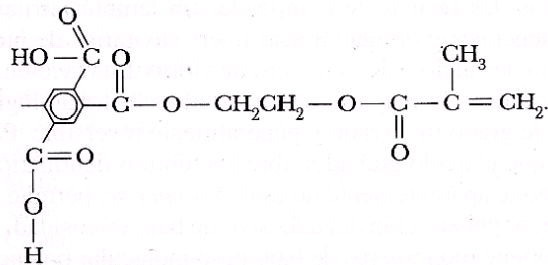
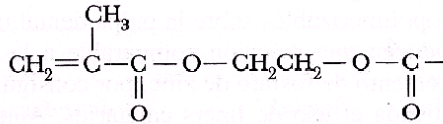


El glutaraldehido reacciona con un grupo amino de la parte orgánica de la dentina y también con el HEMA, que a su vez reacciona con un grupo amino de la parte orgánica de la dentina y también con el HEMA, que a su vez reacciona con el composite a través del doble enlace carbono-carbono.

El sistema oxalato férrico NTG-GMA/PMDM consta de tres componentes:



Y



El oxalato férrico elimina el barrillo dentinario de la superficie de la dentina y actúa como penetrante, mientras que el NTG-GMA y el PMDM se unen a la dentina y contiene dobles enlaces carbono-carbono para reaccionar con el composite. Se han introducido diferentes variaciones a este concepto, sustituyendo la N-tolil glicina y utilizando otros sistemas preparadores como ácido fosfórico o ácido nítrico diluido. Existe un adhesivo que contiene HEMA y Bis-GMA y fotopolimeriza sobre la superficie dentinaria previamente preparada con una solución ácida acuosa de HEMA y ácido maleico. Con este sistema se forma una capa de transición entre la dentina hidrófila y el composite hidrófobo. Se puede modificar este sistema utilizando ácido maleico al 10% y un preparado consistente en una solución acuosa de HEMA y copolímero de ácido polialquenoico. Con este y otros sistemas muy resientes se obtienen uniones que no dependen de que la dentina esté completamente seca.

En otro sistema adhesivo para dentina se emplean soluciones acuosas de ácido orgánico que contiene sales de aluminio como líquidos acondicionadores y una solución adhesiva de ácido metacrilato mono y polifuncional.

Existe un adhesivo dentinario parecido al PMDM constituido por bifenil dimetacrilato (BPDM) con grupos carboxílicos.³⁰

6.1. ABREVIACIONES DE AGENTES QUÍMICOS USADOS EN LA TECNOLOGÍA DENTAL ADHESIVA.

AA	Ácido Acético
4-AETA	Ácido Trimérico 4-acriloxietil
Bis-GMA	Bisfenol-A Glicidil Metacrilato
BPDM	Bifenil Dimetacrilato
DMA	Dimetacrilato
DMAEMA	Dimetilaminoetil Metacrilato
GPDM	Ácido Glicerofosfórico Dimetacrilato
HAMA	Hidroxialquil Metacrilato
HDMA	Hexanediol Dimetacrilato
HEMA	2-Hidroxietil Metacrilato
HPMA	Hidroxipropilmetacrilato
MA	Metacrilato
MAC-10	Metacriloxi-1 1- Ácido undecadicarboxílico
10-MDP	Metacriloxi Decil Dihidrogenfosfato
4-MET	Metacriloxietil Ácido trimelítico
4-META	Metacriloxietil Trimelitato Anhídrido
MMA	Metil Metacrilato
MMEM	Mono-Metacrililoetilmaleato
MMEP	Mono 2-Metacriloxi Etil Ftalato
MPDM	Metacril Propano Diol Monofosfato
NMENMF	N-Metacrililoetil N-Metil Formamida
5-NMSA	N-Metacriloil-5-Ácido Aminosalicílico
NPG	N-Fenilglicina
NPG-GMA	N-Fenilglicina Glicidil Metacrilato
NTG-GMA	N-Toliglicina Glicidil Metacrilato
PEG-DMA	Polietileno Glicol Dimetacrilato
PENTA	Dipentaeritritol Penta Acrilato Monofosfato
Phenyl-P	2-Metacriloxi Etil Fenil Hidrógeno Fosfato
PMDM	Ácido Piromelítico Glicerol Dimetacrilato
PMGDM	Ácido Polimetacriloligomaleico.
TBB	Tri-n-butilborano
TEG-DMA	Trietileno Glicol Dimetacrilato
TEG-GMA	Trietileno Glicol Glicidil Metacrilato
UDMA	Uretano Dimetacrilato

Tomado de Richard S. Scharz²⁹

8. ADHESIÓN A LA ESTRUCTURA DENTARIA

8.1. ADHESIÓN AL ESMALTE

El esmalte totalmente mineralizado se compone alrededor del 96% de material inorgánico, 1% de material orgánico y 3% de agua; es la sustancia más dura del organismo. La parte inorgánica se compone, en su mayor parte, de cristales de hidroxiapatita. Los grupos hidroxilo pueden ser reemplazados por iones flúor, por lo que se forma fluoroapatita, de gran importancia dado que la fluoroapatita es menos soluble que la hidroxiapatita. La parte orgánica está compuesta por cantidades equivalentes de fluoroproteína y de proteína.²

La unión al esmalte grabado es uno de los procedimientos más usados y exitosos de la Odontología y es parte rutinaria de la práctica odontológica moderna.

Tratado con ácido fosfórico proporciona una desmineralización de esmalte selectivo dejando una superficie con energía superficial alta. La energía de superficie alta permite el mojado eficiente de la resina hidrofóbica la cual penetra para formar tags (prolongaciones que forma el adhesivo al polimerizar dentro de las microporosidades) y proveer unión por traba mecánica. La superficie seca se puede contaminar por saliva, agua, o retiro incompleto del agente grabador o minerales disueltos, provocando efectos adversos a largo plazo de la adhesión.

Para mejorar la capacidad de los monómeros de humedecer la superficie y penetrar en las microporosidades debido a su mayor viscosidad comparada con la del esmalte, los sistemas adhesivos han incorporado resinas con y sin relleno que actúan como agentes intermediarios entre el esmalte y el composite.

La unión resina esmalte es principalmente el resultado del entrecruzamiento acumulativo de las ampliaciones de resina macro tags y micro tags que se infiltran en las microporosidades de la superficie de esmalte grabada al ser polimerizados dan como resultado la unión por traba micromecánica.

Las uniones que se forman entre un adhesivo polimérico de baja viscosidad y una superficie de esmalte son fundamentalmente de tipo mecánico y dependen de la penetración de la resina en las irregularidades de la superficie del esmalte

El grabado ácido de esmalte es un procedimiento clínico extensamente aceptado y ha incrementado la vida de restauraciones con resina compuestas reduciendo la posibilidad de pigmentación, caries secundarias, y la sensibilidad postoperatoria debido al sellado de los márgenes de esmalte. La técnica de grabado ácido permite realizar preparaciones más conservadoras y restaura la resistencia de fractura para la estructura adherida, hasta cierto punto.^{15, 16, 17}

8.2. ADHESIÓN A LA DENTINA

La dentina totalmente mineralizada se compone alrededor del 70% de material inorgánico, 20% de material orgánico y 10% de agua. La parte inorgánica se compone, sobre todo, de cristales de hidroxiapatita y sus características coinciden, a grandes rasgos, con las relaciones del tejido óseo. La mayor parte de los

componentes orgánicos (alrededor del 93% consiste de colágeno (de tipo I). En la dentina la mayoría de las fibras colágeno transcurren paralelas al límite entre el esmalte y la dentina, y se encuentran sobre todo, en la dentina intertubular.²

La adhesión a dentina, ha sido muy difícil lograrlo. El logro a la estructura dental, sellara la interfase del diente con el material restaurador, creando así la eliminación de penetración de bacterias, disminuyendo el riesgo de caries secundaria, la pigmentación marginal y el daño irreversible a la pulpa.¹²

La unión a dentina resulta de la formación de una capa híbrida sobre la superficie dentinaria, la cual consta de monómeros polimerizados dentro de un enmallado colágeno de la dentina formando una traba micromecánica.

La unión a dentina involucra tres elementos:

- un agente ácido
- un agente acondicionador (*Primer*)
- una resina de unión dentro de la estructura superficial.

El agente ácido remueve el Smear Layer y desmineraliza parcialmente la Dentina superficial. Una vez que se elimina por lavado el material de grabado, se obtiene una capa compuesta principalmente por colágeno y agua en esta fase es importante que la red de colágeno conserve humedad suficiente o de lo contrario se producirá un colapso y los espacios situados entre las fibras tienden a cerrarse. Es importante conservar estos espacios interfibrilares para que en ellos se infiltre la resina adhesiva y la aparición de la capa híbrida cuyo papel en el cierre de la interfase ha sido demostrada.

En la actualidad se cuenta con acondicionadores de autograbado que combinan la desmineralización y acondicionamiento en un solo material, bien sea porque las moléculas acondicionadoras son de naturaleza ácida o porque están combinadas con otros componentes ácidos. El paso final es la incorporación de una resina de unión a la superficie dentinaria, lo cual es facilitado por la restauración de la energía superficial por el acondicionador; la resina de unión penetra en la malla colágena y al polimerizarse forma una traba micromecánica, esta capa de resina infiltrada que varía desde menos de una micra hasta varias micras de espesor dependiendo de la dentina y de los sistemas de unión, es compatible con el composite dando lugar a una copolimerización que une el composite a la superficie de la dentina.

No se recomienda grabar la dentina igual que el esmalte, ya que los túbulos dentinarios llegan hasta la cámara pulpar y contienen líquido tisular; para lograr adhesión a dentina basta descalcificar la dentina intertubular hasta una profundidad de 1.5µm. La morfología de la dentina varía por zonas, así mismo la adhesión también es diferente en zonas de gran densidad tubular y en las zonas escleróticas.¹⁷

9. EVOLUCIÓN DE LOS DISTINTOS ADHESIVOS

9.1. PRIMERA GENERACIÓN

Buonocore en 1956, siguiendo los mismos principios utilizados en el desarrollo de adhesión al esmalte, intento lograr la adhesión a la dentina utilizando ácidos de menor concentración y menos tiempo de contacto, reportando resultados sorprendentes de adhesión. La resistencia de unión fue entre 2 y 3 Mpa, pero descendía considerablemente en cuanto entraba en contacto con el agua.^{12, 13}

Los adhesivos dentinarios iniciales se basaron en el modelo de los eficaces agentes de conexión a base de silano. La conexión con silano se ha empleado para fijar el relleno inorgánico con la matriz de de la resina compuesta, para unir las carillas de porcelana con el esmalte grabado a través de cementos de resina y para reparar las fracturas de la porcelana con resina compuesta. De forma general, la conexión con silano se puede representar como M-R-X donde M es un grupo de metacrilato insaturado capaz de polimerizar y copolimerizar con una resina sin relleno o con un matriz de una resina compuesta, la X es un grupo que reacciona químicamente con el sustrato de sílice y la R es un grupo espaciador que permite la movilidad del grupo M después de que el grupo X se ha movilizó cuando ha reaccionado con la superficie. En todas las aplicaciones odontológicas, la conexión con el silano es el γ -metacriloxipropil trimetoxisilano.

En la práctica, los grupos metoxi se hidrolizan y generan grupos silanol, que se puede condensar con otros grupos silanol que recubren la superficie de cualquier sustrato silíceo expuesto al aire (húmedo). El grupo metacrilato restante puede copolimerizar con una resina sin relleno o con la matriz de la resina compuesta para formar una capa intermedia en la que la resina queda unida con el relleno silíceo a través de uniones químicas primarias.

En los análogos a los adhesivos dentinarios, también el grupo M es un grupo metacrilato. Las diferencias se encuentran en el grupo R espaciador, y sobre todo en el grupo que reacciona X. Inicialmente, la búsqueda de un grupo X adecuado conllevaba el simple conocimiento de la composición de la dentina.

No es de extrañar que los primeros adhesivos dentinarios que contenían grupos X ácidos se diseñaran para reaccionar con la porción mineral, específicamente con el calcio de la hidroxapatita.⁴

El desarrollo de una técnica confiable para lograr una adhesión estable y fuerte a dentina, estaba muy lejos de poderse obtener con los materiales y técnicas de esta generación.^{12, 13}

9.2. SEGUNDA GENERACIÓN

El éxito de las resinas compuestas favoreció la introducción inmediata de adhesivos dentinarios a finales de los sesenta y principios de los setenta. Se pensaba de forma unánime que el desarrollo de la adhesión dentinaria podría revolucionar la práctica de la Odontología conservadora, disminuyendo las extensiones por retención de las cavidades que se requerían para fijar las

obturaciones directas. Los adhesivos de segunda generación más característicos son el NPG-GMA (ADDUCT *N*-fenil glicina y metacrilato de glicidilo), y el ácido fenil.P, 2-metacril oxifenil fosfórico.

El comportamiento de estos sistemas adhesivos dependía de la búsqueda de adhesión a la capa de detritus dentinaria y estaba limitada a la relativa retención de ésta con la dentina superficial. Los valores de unión de estos sistemas fueron de 4 y 6 Mpa y se llegaron a considerar como valores altos de adhesión.

Se especuló que el fracaso clínico fue debido a una inadecuada estabilidad hidrolítica en el medio oral y porque su principal adhesión estaba en la capa de desecho en lugar de la dentina subyacente. La presencia de una capa de desecho intermedia evita el contacto íntimo resina-dentina, lo cual es un prerrequisito para cualquier reacción química.^{4, 12, 13, 27}

9.3. TERCERA GENERACIÓN

Los agentes de tercera generación tenían en común la actuación, en mayor o menor grado, sobre el *Smear Layer* para que facilitara la penetración de monómeros resinosos bifuncionales. Además de esto, buscaban una unión de naturaleza química a los componentes de la hidroxiapatita o del colágeno.

Los procedimientos de los adhesivos de tercera generación pretendían realizar un acondicionamiento de la dentina de dos formas: 1) modificar el barrillo dentinario para mejorar sus propiedades o 2) eliminar el barrillo dentinario sin alterar el material que tapaba los túbulos dentinarios.

La utilización de imprimadores (*Primers*) para obtener una mejor humectación del adhesivo, fue uno de los avances más significativos registrados en esta generación.

Los imprimadores son ácidos débiles o mezcla de de ácidos a baja concentración capaces de modificar el *Smear Layer* que se localiza sobre la superficie de la dentina, dentro de los imprimadores se encuentran componentes a base de resina que se activan por medio de una fuente de luz, para intentar actuar después del efecto ácido sobre la dentina.

Los sistemas de adhesión a dentina de esta generación, promueven la unión de a colágena de dentina pretratada, con la adición de retención intermecánica a las aperturas de los túbulos dentinarios.

A pesar de que había bastantes variaciones, el procedimiento en los adhesivos de tercera generación constaba de cuatro pasos:

1. Aplicación de un acondicionador dentinario, que es un tipo de ácido que modifica o elimina el barrillo dentinario.
2. Aplicación del imprimador (el adhesivo dentinario).
3. Aplicación del adhesivo, generalmente una resina sin relleno.
4. Colocación de una resina compuesta.

La eficiencia de la adhesión de estos sistemas, radicaba principalmente en la interacción mecánica del adhesivo a la dentina.^{4, 5, 6, 12, 13}

9.4. CUARTA GENERACIÓN

La remoción del *Smear Layer* es característica de los adhesivos de cuarta generación.

El uso de acondicionadores con ácidos débiles para el acondicionamiento simultáneo del esmalte y dentina con los que se remueve o se altera el *Smear Layer* (grabado total), se solidifica en un paso importante de los adhesivos de esta generación. En esta generación se menciona la exposición de la dentina intertubular y peritubular.

Los imprimadores con monómeros hidrofílicos se utilizan para facilitar la penetración a la dentina descalcificada para mantener la red de colágena abierta. Este paso impide que la red de colágena se colapse y permite que la resina adhesiva penetre en la dentina descalcificada. Se obtuvieron valores de 12 a 22 Mpa y menos sensibilidad, ofreciendo un mayor éxito clínico.

La capa híbrida es el recurso más importante para obtener valores altos de adhesión y un mejor sellado de la interfase del material restaurador y dentina. Se considera que la formación de esta capa híbrida actúa de forma efectiva como barrera fisiológica contra la invasión de microorganismos y componentes químicos del material restaurador y así disminuir la sensibilidad postoperatoria.

En esta generación se hicieron intentos para obtener adhesión química a la estructura dental con una modificación del ácido poliacrílico con grupos metacrilatos polimerizables y se busca que los grupos carboxílicos del ácido poliacrílico formen uniones iónicas con el calcio remanente de la dentina. Los resultados *in vitro* demostraron una adhesión más fuerte y estable con estos sistemas adhesivos de cuarta generación.^{6, 12, 13, 14}

9.5. QUINTA GENERACIÓN

Debido a la complejidad y sensibilidad de la técnica, además del tiempo necesario para la utilización de los materiales de 4ª generación, las más recientes innovaciones en el campo de los adhesivos son en dirección a simplificar los procedimientos de aplicación.

Utilizando también el principio de acondicionamiento total, fueron comercializados los agentes adhesivos de frasco único o monocomponentes. En estos, los componentes *Primer & Bond* de los sistemas anteriores hacen parte de una única solución. Mantienen un balance en las concentraciones de los monómeros hidrofílicos e hidrofóbicos para ejercer al mismo tiempo las dos funciones. Inicialmente son materiales extremadamente fluidos, lo que proporciona la formación de la capa híbrida, y después de la evaporación del solvente se quedan más espesos, uniéndose a la resina compuesta. Los solventes más utilizados en esos materiales son la acetona y el etanol, pero algunos tienen como solvente el agua. El primer producto de esta categoría fue el *Primer & Bond* (Dentsply).

El procedimiento para estos materiales debe ser la aplicación del adhesivo, secado suave con chorro de aire y verificación de la superficie. Otro factor es que dependiendo de las particularidades de la dentina que estemos trabajando, la

cantidad de adhesivo necesaria puede variar. Lo más importante es que no queden áreas con apariencia seca sobre la superficie.

La capacidad de penetración y encapsulamiento, basado en la impregnación simultánea de los materiales, es el factor principal para el éxito de los adhesivos y el buen comportamiento clínico de las restauraciones de resinas compuestas.^{1, 12, 13, 14}

9.6. SEXTA GENERACIÓN

Estos adhesivos combinan las tres funciones, grabado ácido, imprimación y adhesivo en una sola fase, y tiene como objetivo simplificar el procedimiento de adhesión y así evitar los pasos más críticos de la técnica. Eliminan el lavado de la superficie solo requieren de un secado para distribuir uniformemente el producto antes de su polimerización. Vienen presentados comercialmente en dos botes, los cuales se mezclan para activar sus componentes inmediatamente antes de su aplicación (Adper Prompt Self-Etch, 3M-ESPE; One-Up Bond F, Tokuyama; XENO III, Dentsply).

El raciocinio detrás de estos nuevos sistemas es la desmineralización más superficial de la dentina, con un mayor control y la simultánea penetración de la dentina por monómeros que pueden ser polimerizados.

La técnica y los mecanismos para obtener adhesión a dentina son diferentes a la técnica de grabado total, con menos pasos y más sencilla; pero aun sigue siendo una técnica muy sensible.

Los resultados con los sistemas de adhesivos de auto-grabado no son tan consistentes como los sistemas de generaciones previas. Los imprimadores ácidos, tiene una molécula de resina fosfatanada que actúa con dos funciones diferentes simultáneas: grabado y acondicionamiento de la dentina y del esmalte, sin lavado con la intención de formar una estructura continua del sustrato incorporando la capa de detritus y los tapones de detritus, con la formación de la capa híbrida y las extensiones de resina.

Se ha observado en estos sistemas adhesivos, la formación de una película intermedia de agua entre el sistema adhesivo y la superficie de la dentina provocando un fracaso de adhesión espontáneo.

La remoción incompleta de agua de la red de colágena, resulta en una competencia entre el monómero y el agua remanente dentro de la dentina desmineralizada que puede inhibir la polimerización del agente adhesivo. La fase de separación de los monómeros hidrofóbicos e hidrofílicos causa la formación de espacios que producen glóbulos cuando la resina se encuentra en presencia de agua.

El futuro de los nuevos sistemas adhesivos se ve alentador con el desarrollo de materiales que presenten una adhesión más perdurable a la estructura dental con la formación de una capa híbrida más estable que logre sellar la interfase entre el diente y el material restaurador inhibiendo la microfiltración.^{14, 13, 12}

10. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la actualidad el uso de adhesivos en la Odontología está en constante evolución, los profesionales los usan constantemente en su práctica cotidiana, el problema reside en que muchos de ellos utilizan adhesivos con fecha de caducidad que ha expirado, debido al factor económico deseando ahorrar en la compra de otro material vigente y/o por el desconocimiento por omisión de la fecha de caducidad, los siguen usando pensando en que el material sigue conservando íntegras sus características físicas de adhesión y contracción en un periodo corto a su fecha de vencimiento.

11. JUSTIFICACIÓN

Cotidianamente los profesionales de la Odontología utilizan los adhesivos dentales en su practica y en muchas ocasiones siguen utilizando estos materiales con fecha de caducidad vencida suponiendo que el material conserva integras sus propiedades, por lo tanto en este estudio nos propusimos saber si después de un año de caduco el material pierde las características físicas idóneas de adhesión y contracción a su fecha de vencimiento.

12. HIPÓTESIS

Suponemos que el material al rebasar la fecha de caducidad pierde sus propiedades físicas de adhesión y contracción en un tiempo determinado.

13. OBJETIVO GENERAL

Determinar cual es el grado de variación en las propiedades físicas de adhesión y contracción de un adhesivo caduco a un año de vencimiento de su fecha de caducidad en comparación de un adhesivo de fecha de caducidad vigente.

14. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Determinar la fuerza de adhesión y contracción del adhesivo con fecha de caducidad vigente.
2. Determinar la fuerza de adhesión y contracción del adhesivo con la fecha de caducidad expirada.
3. Comparar las fuerzas de adhesión y contracción entre el adhesivo vigente y el adhesivo con fecha de caducidad vencida.
4. Determinar con cuanto tiempo el adhesivo pierde sus características de adhesión y contracción a la fecha de vencimiento.

15. VARIABLES DEPENDIENTES

1. Temperatura del ambientador.
2. Marca de la lámpara.
3. Manejo correcto del producto.

16. VARIABLES INDEPENDIENTES

1. Composición química del producto.
2. Condiciones almacenamiento y transporte del producto.
3. Temperatura ambiental.

17. PRESENTACIÓN

Estuche estándar de XENO® III

5ml. botella A
5ml. botella B
50 puntas aplicadoras
1 vaso dappen
Instrucciones de uso



Tomado de: <http://www.dentsply.es/adhesivos/Xeno.htm>

18. INFORMACIÓN DEL PRODUCTO APORTADA POR EL FABRICANTE

18.1. COMPOSICIÓN QUÍMICA

Líquido A

2-hidroxietil metacrilato (HEMA)
Agua purificada
Etanol
Hidroxi-tolueno de butilo (BHT)
Dióxido de silicona altamente disperso

Líquido B

Metacrilato modificado con ácido fosfórico (Pyro-EMA)
Metacrilato modificado con fosfaceno monofluoruro (PEM-F)
Dimetacrilato de uretano
Hidroxi-tolueno de butilo (BHT)
Canforquinona
Etil-4-dimetilaminobenzoato

El sistema adhesivo Xeno III esta disponible en frascos o en mono dosis, la presentación utilizada en este estudio fue en frascos. Citada anteriormente.

El sistema adhesivo de auto-grabado se ha desarrollado para simplificar el procedimiento adhesivo, resolver las objeciones de la técnica de grabado total y por ello, minimizando la sensibilidad dentaria de los pacientes.

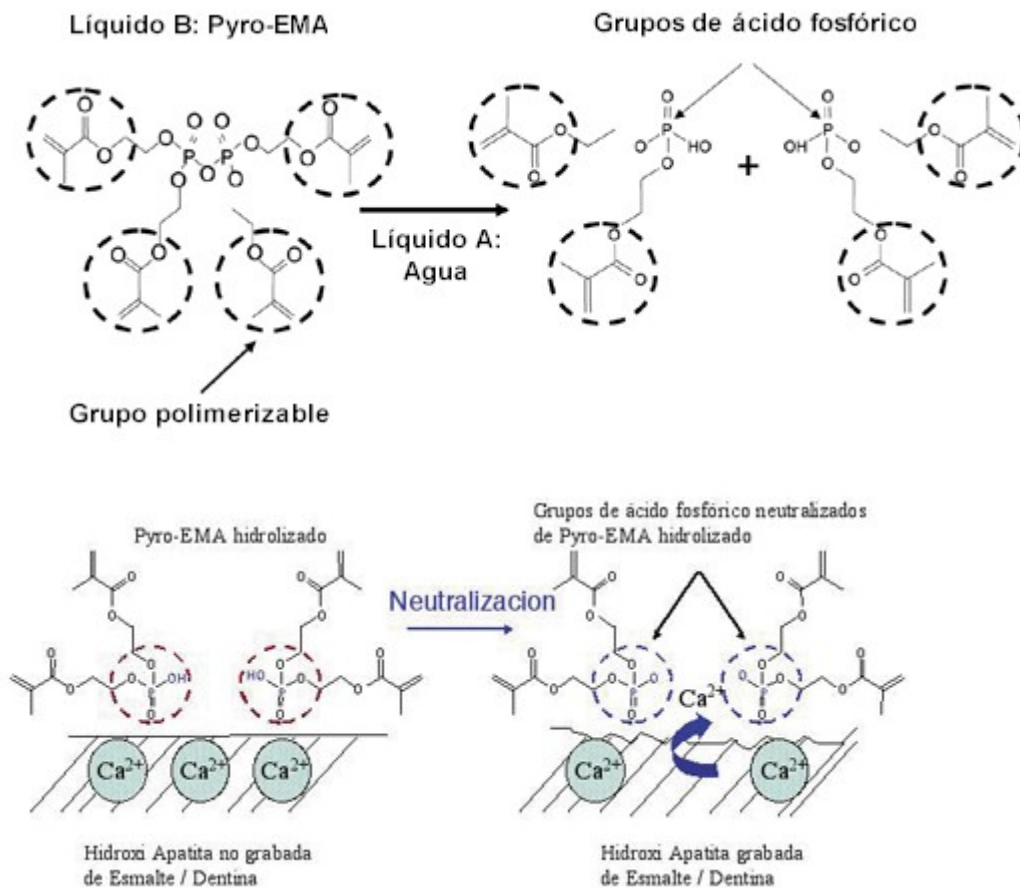
El sistema adhesivo de autograbado **Xeno® III**, ofrece de forma integrada, un pretratamiento/grabado preciso de esmalte y dentina.

Derivado de 5 años de experiencia en auto-grabado, **Xeno® III** es la tercera generación de adhesivos auto-grabado que proporciona tanto fuerza de unión como calidad marginal sin ninguna diferencia sobre los sistemas adhesivos convencionales que usan ácido fosfórico como agente grabador.

Con agua/etanol como solvente, **Xeno® III**, contiene dos promotores de adhesión originales, inventados y patentados por DENTSPLY.

PEM-F, un "buscador" de iones calcio liberador de flúor, que aumenta la eficacia de grabado.

Pyro-EMA (Fig. I), que forma grupos de ácido fosfórico tras su hidrólisis.



Tomado de: <http://www.dentsply.es/adhesivos/Xeno.htm>

Los beneficios que **Xeno® III** proporciona son:

- Alta eficacia de grabado con un pH menor que 1
- Alta fuerza de unión
- En un sólo paso
- Confort de los pacientes sin lavado

Los grupos de ácido fosfórico de Pyro-EMA hidrolizado contribuyen a:

- Grabado de la dentina/esmalte, formando un patrón claro sobre el esmalte
- Disuelven parcialmente la capa de barrillo dentinario y los tapones sobre los túbulos
- Neutralización por disolución de la hidroxiapatita de calcio sobre la superficie dental sin un paso de lavado añadido.
- Co-polimeriza los grupos metacrílico de Pyro-EMA hasta el momento de la foto-polimerización.

18.2 ADHESIÓN A DENTINA

- Impregna parcialmente la capa del barrillo dentinario (Fig. 3a+b) e infiltra entre los espacios
- Penetra hasta los túbulos dentinarios
- Desmineraliza la dentina subyacente al barrillo dentinario para formar una capa híbrida homogénea (Fig. 3c).
- Sella los túbulos dentinarios para evitar sensibilidad post-operatoria, formando tags retentivos de resina.
- Forma una capa adhesiva fuerte para unirse al material restaurador, composite o compómero, resistiendo el estrés de compresión.

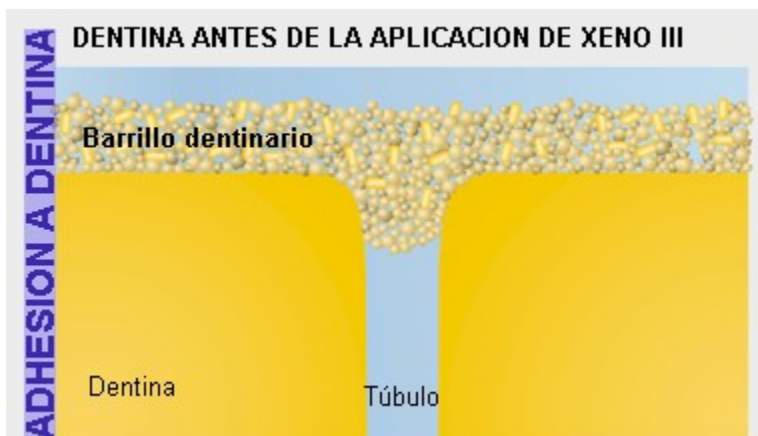


Fig. 3a: Dentina antes de la aplicación de **Xeno® III**



Fig. 3b: Dentina inmediatamente tras la aplicación de **Xeno® III**



Fig. 3c: Dentina desmineralizada 20seg tras la aplicación de **Xeno® III**

Tomado de: <http://www.dentsply.es/adhesivos/Xeno.htm>

18.3. EFECTOS DEL "PASO SIN LAVADO"

Todos los componentes de **Xeno® III** excepto el solvente, es decir, relleno, iniciadores y estabilizadores, contienen dobles enlaces polimerizables.

Xeno® III puede mojar completamente y penetrar cualquier material sobre la superficie del diente.

Este material sobrante, queda incorporado como "partículas de relleno".

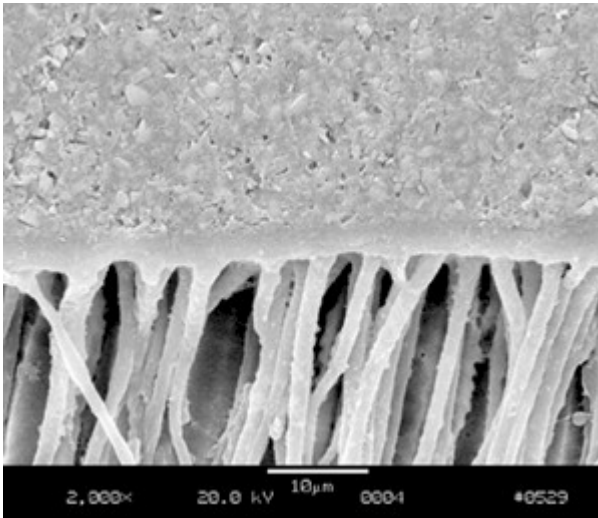
Xeno® III es un adhesivo de auto-grabado más consistente y seguro, que produce unas fuerzas de unión excelentes en la estructura del esmalte y dentina. Su mezcla visible garantiza una aplicación controlable y, por tanto, proporciona seguridad extra de fuerza adhesiva.

Xeno® III realiza un grabado, imprimación y adhesión del esmalte y dentina en un solo paso, ofreciendo seguridad y alto rendimiento. Una gota de Líquido A mezclado con una gota del Líquido B – visible, controlable, consistente.

Xeno® III crea una unión consistente a ambas estructuras – patrón de grabado sobre esmalte y habilidad de hibridación en dentina

Imágenes de microscopía electrónica (SEM) muestran que **Xeno® III** crea un patrón de grabado similar sobre esmalte que el ácido fosfórico.

En la micrografía electrónica siguiente se puede apreciar una sección de la interfase entre **Xeno® III** y dentina que muestra claramente la capa de adhesivo y capa híbrida, con tags de resina.



Tomado de: <http://www.dentsply.es/adhesivos/Xeno.htm>

18.4. CALIDAD MARGINAL EXCELENTE

Xeno® III aporta el mejor sellado en la pared gingival en comparación con otros adhesivos de auto-grabado.

Xeno® III evita la sensibilidad a la técnica:

- Evitando problemas de sobre-secado y sobre-grabado de dentina, sellando los túbulos dentinarios.
- Al no separar las etapas de grabado y lavado.²⁷

18.5. INDICACIONES

Adhesivo auto-grabador de un solo paso para procedimientos directos y fotopolimerizables en materiales restauradores.

18.6. CONTRAINDICACIONES

- No utilice en pacientes con historia previa de reacciones alérgicas a las resinas de metacrilato u otros de sus componentes.
- No utilizar en protecciones pulpares directas o indirectas.
- No utilizar con materiales de polimerización química o dual.

18.7. ADVERTENCIAS

18.7.1. Contacto con los ojos: Xeno III contiene metacrilatos que pueden irritar los ojos. Antes de usar el producto, es conveniente ponerse gafas protectoras, así como cubrir los ojos de los pacientes para protegerlos de cualquier contacto con el material. En caso de contacto con los ojos, lavar inmediatamente con agua abundante y buscar atención médica.

18.7.2. Contacto con la piel: Xeno III contiene monómeros polimerizables que pueden producir irritación de la piel (dermatitis alérgica de contacto) en personas susceptibles. Tras un contacto accidental, limpiar enérgicamente con un algodón impregnado en alcohol y lavar inmediatamente con jabón y agua. Si se produce prurito, urticaria, sensibilización u otras reacciones alérgicas, discontinúe su uso y consulte con un médico.

18.7.3. Contacto con la mucosa oral: Evitar el contacto con los tejidos blandos orales. Si se produce un contacto accidental, eliminar el adhesivo con algodón y lavar tan pronto como la situación clínica lo permita. Tras contacto prolongado con el adhesivo, la mucosa alveolar puede volverse blanca debido al contacto con el adhesivo. Este es un fenómeno temporal y debe desaparecer en un día. Si dura más, el paciente debería contactar con el dentista.

18.7.4. Ingestión: Xeno III es ácido. Tome las medidas pertinentes para evitar la ingestión del producto por el paciente. Si el paciente accidentalmente tragara el producto hágale beber abundante agua.

18.8. PRECAUCIONES

18.8.1. Xeno III es un material fotopolimerizable y volátil. Si no está adecuadamente protegido de la luz ambiente (CliXdish™ cerrado), proceda inmediatamente una vez que ha sido colocado en el recipiente de mezclado, o en el caso de la presentación mono dosis una vez que esta haya sido abierta.

18.8.2. Xeno III es menos eficaz cuando se aplica sobre esmalte sin cortar y preparar. La aplicación del restaurador sobre este tipo de esmalte, puede producir decoloración marginal.

18.8.3. Evite un contacto excesivo del adhesivo con la encía pues puede producir blanqueamiento transitorio y/o ulceración de la mucosa alveolar ver sección de (ADVERTENCIAS).

18.8.4. Interacciones con materiales dentales:

18.8.4.1. No existen datos suficientes para soportar el uso de Xeno III en restauraciones indirectas.

Los materiales dentales que contienen Eugenol no deben combinarse con este producto porque éste puede impedir la correcta polimerización de los monómeros y afectar las propiedades y comportamiento del mismo.²⁸

18.8.4.2. Si se ha usado H₂O₂ para limpiar la cavidad es esencial un lavado abundante. Elevadas concentraciones de este producto pueden interferir con el

fraguado del material polimerizable y no debe usarse antes de la aplicación de Xeno III.

18.8.5. Las botellas de Xeno III deben cerrarse fuertemente inmediatamente tras su uso. No intercambie los tapones.²⁸

18.8.6. Este producto se ha desarrollado para usar como se describe en las Instrucciones de Uso. Cualquier uso en forma distinta, quedará a la discreción y única responsabilidad del odontólogo.

18.9. REACCIONES ADVERSAS

18.9.1. Se puede producir daño en la córnea tras contacto ocular prolongado y/o exposición a Xeno III.

18.9.2. Dermatitis de contacto y otras reacciones alérgicas pueden aparecer en individuos susceptibles a Xeno III (VEA CONTRAINDICACIONES, ADVERTENCIAS Y PRECAUCIONES).

18.9.3. Puede aparecer blanqueamiento de la mucosa alveolar tras contacto con Xeno III.

18.10. INSTRUCCIONES PASO-A-PASO

18.10.1. Lavado y preparación

La limpieza de la cavidad es fundamental para el desarrollo de la adhesión.

En casos donde no exista cavidad previa, limpie la superficie del diente con una copa de goma y piedra pómez o pasta de profilaxis.

Si prepara una superficie fresca con una fresa de terminación, incrementará significativamente la fuerza de unión al esmalte. En todas las situaciones donde se requiera una retención máxima, instrumente el esmalte (e.j. con una fresa de diamante de terminación) para obtener unos resultados de adhesión óptimos.

Lave a superficie adecuadamente con el spray de aire/agua.

Elimine el exceso de agua con un soplo suave de la jeringa de aire o con una bolita e algodón.

No desecar la estructura de la dentina.

18.10.2. Protección pulpar

Para una protección pulpar directa o indirecta, cubra la dentina más cercana a la pulpa (<1mm) con una base de hidróxido de calcio de fraguado duro (e.j. Dycal®), no cubriendo el resto de la cavidad para adherirlo con Xeno III.²⁸

18.10.3. Aplicación

18.10.3.1. Si utiliza frascos:

Dispense una cantidad igual del Líquido A y del Líquido B en un vaso dappen.²⁸

Para una dosificación óptima, proceda como se indica a continuación:

Líquido A

Agite la botella dos tres veces antes de su uso.

Incline la botella.

No la oprima. Espere hasta que aparezca una gota.

Tras su uso, cerrar la botella con el tapón verde.

Líquido B

Incline la cabeza y espere brevemente.

Debido a la viscosidad del líquido de este frasco oprima la botella hasta que el líquido gotee.

Tras su uso, cerrar la botella con el tapón negro.²⁸

18.10.3.2. Mezcle el líquido cuidadosamente durante aproximadamente cinco segundos con la punta de aplicación suplementaria.

Correctamente protegido de la luz ambiente (CliXdish cerrado), el material mezclado permanece funcional para su uso durante 60 minutos.²⁸

18.10.3.3. Si utiliza sistema mono dosis:

18.10.3.4. No es necesario abrir la tapa redonda más grande. Abra la etiqueta triangular. Rote el contenedor, la parte abierta le quedará hacia abajo, inclínelo y mueva el contenedor hasta que emerge el aplicador.²⁸

18.10.3.5. Abrir la mono dosis plegando la pestaña perforada, y presione por la parte impresa superior. Asegure el frasco entre los dedos índice y pulgar. Presione firmemente el área verde forzando la entrada del líquido en el área naranja, de mezclado y de dispensado.²⁸

18.10.3.6. Perforar la película en la parte superior del área de salida y mezclado colocando el aplicador en el ángulo correcto dentro del círculo naranja. Aumentar el diámetro de la apertura realizando movimientos circulares. Agite al menos durante 5 segundos para obtener una mezcla homogénea. Para facilitar la salida del adhesivo la mono dosis debe ser inclinado.²⁸

17.10.3.6 Utilizando el aplicador, aplique una cantidad generosa de Xenio III en toda la superficie de la cavidad húmeda.

18.10.3.7. Déjelo reposar durante al menos 20 segundos.

18.10.3.8. Disperse uniformemente el adhesivo aplicando un gentil chorro de aire libre de aceite durante al menos 2 segundos hasta que veamos que la capa adhesiva no fluye. Esto garantiza la eliminación del solvente. Evitar el debilitamiento de la capa del adhesivo por un soplado excesivo.²⁸

NO lavar con agua.

17.10.3.9. Polimerizar el adhesivo con una unidad de polimerización dental durante 10 segundos.

18.10.3.10. Colocar el material restaurador inmediatamente.²⁸

Asegúrese de que su lámpara de polimerizar tiene una potencia de salida de, al menos, 500 mW/cm².

18.11. ALMACENAMIENTO

Evitar a luz solar directa y proteger de la humedad.

Almacene a temperaturas entre 2°C y 24°C.

Condiciones de almacenamiento inadecuadas, acortarán la vida media y pueden provocar un mal funcionamiento del producto.

Cerrar los tapones en forma segura tras cada uso.²⁸

19. MATERIAL Y EQUIPO

1. Adhesivo dental auto-grabador de un solo paso **XENO® III** (Dentsply).
2. Resina compuesta Quixfil (Dentsply).
3. 30 Molares sanos con extracción indicada en cirugía.
4. Acrílico autopolimerizable.
5. Anillo de aluminio de 25mm.
6. Pulidor metalográfico.
7. Papel abrasivo de carburo de silicio 100, 300 y 600.
8. Agua des-ionizada.
9. Ambientador.
10. 2 Recipientes de plástico.
11. Máquina universal de pruebas (Instron 5567).
12. Lámpara para fotopolimerizar (*Bluephase C 5*)
13. Hacedores de muestras.
14. Pinzas metálicas para sostener el hacedor de muestras.
15. Pinzas dentales.
16. 2 losetas de vidrio.
17. Vaselina.
18. Espátula de teflón para resinas.
19. Aplicador de resinas.
20. Equipo de medición de contracción por polimerización, que consta de un transductor de desplazamiento LVDT (tipo GTX2500-89, Wolverhampton, UK).
21. Programa computacional de adquisición de datos PICO ADC-16, Pico Technology Ltd, Hardwick, Cambridge, UK.
22. Programa computacional Excel 2000.
23. Lentes de protección.
24. Vernier Electronic Digital Caliper Max-Cal Japan.
25. Anillo de bronce para el equipo con que se mide la contracción por polimerización, con un diámetro externo de 21.6mm, diámetro interno de 19.87mm y altura de 1.01mm.
26. Espejo dental N°. 5.
27. Sacabocados.
28. Portaobjetos.
29. Cubreobjetos.
30. Cera periférica.
31. Acetona.
32. Papel para secar.
33. Trimodular con jeringa Triple.
34. Campos desechables.
35. Guantes de látex.

20. MUESTREO

Las muestras para adhesión fueron divididas en dos grupos al azar de 25 muestras para cada adhesivo y fueron divididas como se muestra en la tabla 1.

TABLA 1.

GRUPOS	MUESTRAS PILOTO	MUESTRAS EVALUADAS	TOTAL DE MUESTRAS
GRUPO # 1. ADHESIVO CADUCO	5	20	25
GRUPO # 2. ADHESIVO VIGENTE	5	20	25

Los datos obtenidos en cada muestra se fueron registrando en una libreta tipo bitácora utilizada en el transcurso del muestreo para medir la fuerza de adhesión y posteriormente los valores fueron registrados en un cuadro comparativo.

Para medir los niveles de contracción se elaboraron 25 muestras para cada adhesivo y fueron divididas como se muestra en la tabla 2.

TABLA 2.

GRUPOS	MUESTRAS PILOTO	MUESTRAS EVALUADAS	TOTAL DE MUESTRAS
GRUPO # 1. ADHESIVO CADUCO	5	20	25
GRUPO # 2. ADHESIVO VIGENTE	5	20	25

Los datos obtenidos en cada muestra fueron registrados en el programa computacional Excel 2000 en el transcurso del muestreo para medir los niveles de contracción y posteriormente los valores fueron registrados en un cuadro comparativo.

21. METODOLOGÍA PARA MEDIR LA FUERZA DE ADHESIÓN

Debido a que no existe una norma específica para los sistemas adhesivos se ha basado la metodología en estudios realizados anteriormente a los adhesivos en la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Autónoma de México para poder llevar a cabo este estudio comparativo entre un adhesivo caduco y uno vigente de la marca antes mencionada.

Para la realización del estudio comparativo se utilizaron 50 terceros molares humanos sanos, con extracción indicada en cirugía, se conservaron hidratados en agua en un envase cerrado hasta el momento de preparar las muestras.

Para preparar los especímenes los molares fueron embebidos en acrílico autopolimerizable, para ello se ocupó un anillo de aluminio de 25mm de diámetro en el cual se colocaron los molares para después verter el acrílico y conformar las muestras. (Fig. 1).

Una vez polimerizado el acrílico se procedió a recuperar las muestras de los cilindros desalojando a estos, ya recuperadas las muestras estas fueron desgastadas en la cara vestibular con el pulidor Metalográfico y papel de carburo de silicio de grano 100, 300 y 600 para dejar una superficie plana (Fig.2), y no crear retenciones y obtener falsos valores de adhesión, una vez concluido el pulido se colocaron en agua des-ionizada, para después almacenarse en el ambientador a 37°C.

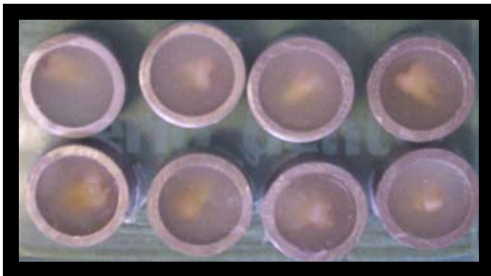


Fig.1. Realización de muestras con acrílico autopolimerizable.



Fig. 2. Desgaste en el pulidor Metalográfico para exponer la dentina con papel de carburo de silicio de grano 100, 300, 600.

Se dividieron a los molares en 2 grupos al azar de 25 cada uno, de los cuales 10 se utilizaron para las pruebas piloto, 20 y 20 respectivamente con adhesivo vigente y con adhesivo caduco (Fig. 3 a, b).

El siguiente paso fue sujetar con pinzas metálicas el hacedor de muestras (molde de teflón) contra el diente montado.



Fig.3.a. Grupo # 1
Adhesivo vigente

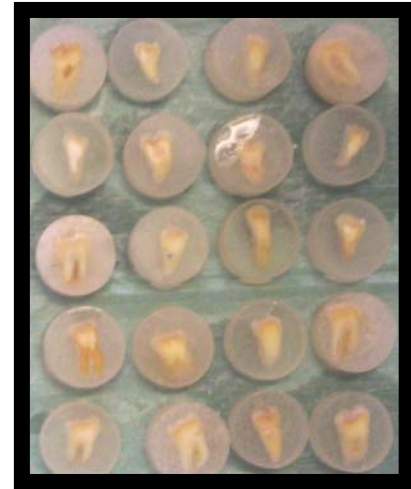


Fig.3.b. Grupo # 2
Adhesivo caduco

Posteriormente se colocó al grupo # 1 el adhesivo caduco Xeno III de acuerdo a las instrucciones del fabricante. Se dispenseo una gota de cada frasco en el vaso dappen, se mezclaron los líquidos A y B con una punta aplicadora. Se aplicó generosamente adhesivo Xeno III para mojar toda la superficie, se dejó actuar durante 20 segundos (Fig.4), se le aplicó aire uniformemente durante dos segundos y se fotopolimerizó durante 10 segundos con la lámpara de fotopolimerizar LED (*Bluephase C 5*). (Fig.5)

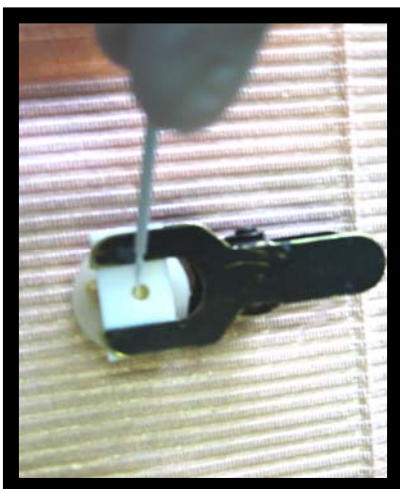


Fig.4. Aplicación del adhesivo



Fig.5. Fotopolimerizado durante 10 seg.

Se colocó en cada diente la resina de la misma marca (Quixfil Dentsply), en un solo incremento y se fotopolimerizó durante 20 segundos siguiendo las instrucciones del fabricante con la lámpara LED (*Bluephase C 5*), y se retiró el hacedor de muestras (molde de teflón) de los dientes montados para obtener la muestra en forma de cilindro del conjunto diente, adhesivo y resina. (Fig.6)



Fig. 6. Conjunto diente,
Adhesivo y resina

Las muestras fueron colocadas en un recipiente cerrado con agua des-ionizada y se conservaron durante 24 horas en el ambientador a 37 °C antes de realizar las pruebas de desalojo a la tracción.

Ya transcurrido este tiempo y antes de cargarse a la maquina universal de pruebas Instron con ayuda de un vernier (Vernier Electronic Digital Caliper Max-Cal Japan) obtuvimos el diámetro promedio y se determinó el área de la muestra con la fórmula matemática de la circunferencia $A=\pi r^2$ (Fig. 7).



Fig. 7. Determinación del diámetro promedio

Posteriormente se sometieron a pruebas de desalajo con carga traccional en una máquina universal de pruebas Instron a una velocidad de 1mm/min. (Fig. 8), los valores obtenidos fueron capturados en la PC que esta conectada a la maquina universal de pruebas e informados en Megapascales (MPa).



Fig. 8. Prueba de desalajo traccional con la maquina universal de pruebas Instron a 1mm por minuto.

En el grupo # 2 que corresponde al adhesivo vigente Xeno III, los dientes montados fueron manejados del mismo modo que el grupo # 1. Posteriormente estos valores fueron registrados en un cuadro comparativo, a los que se les realizó análisis estadístico de ANOVA de una vía para determinar en que grupo se presentan mejores resultados entre un adhesivo caduco y uno vigente.^{19, 20, 21}

22. METODOLOGÍA PARA MEDIR LA CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN

22.1. EQUIPO PARA MEDIR LA CONTRACCIÓN

Fue diseñado por *Cash y Watts*²³ el cual consiste de un transductor de desplazamiento LVDT; una unidad de conexión para Transductor, un sistema de adquisición de datos PICO ADC-16; una unidad de curado de luz visible y un micrómetro digital.²² (Fig.1)

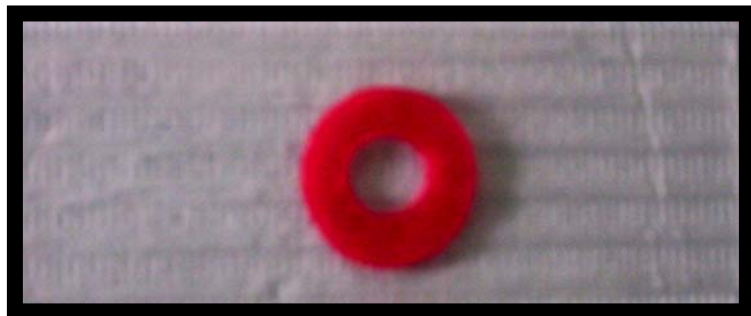


Fig. 1. Equipo para medir la contracción

22.2. PREPARACIÓN DE MUESTRAS DE CONTRACCIÓN

Para poder llevar a cabo el estudio comparativo de contracción del adhesivo vigente y caduco Xenon III. Se procedió a realizar las muestras correspondientes para cada adhesivo que consta de 25 muestras para cada grupo, 5 muestras de cada grupo fueron utilizadas para las pruebas piloto.

Como primer paso se realizaron las muestras con cera periférica, se tomó una pequeña porción de cera periférica y se colocó en el centro del anillo de bronce que se encuentra sobre un portaobjetos, con la ayuda de otro portaobjetos se presionó la cera hasta obtener un espesor uniforme que corresponde a la medida del anillo de bronce, con los sacabocados se procedió a obtener la muestra de cera la cual en el centro se le realizó un socavado de forma circular que nos sirvió para colocar el adhesivo (Fig. 1).



El segundo paso fue limpiar el porta objetos y cubreobjetos con acetona para eliminar residuos de grasa, una vez obtenida la muestra de cera periférica se colocó en el centro del anillo de bronce que se encuentra en el portaobjetos (Fig. 2).

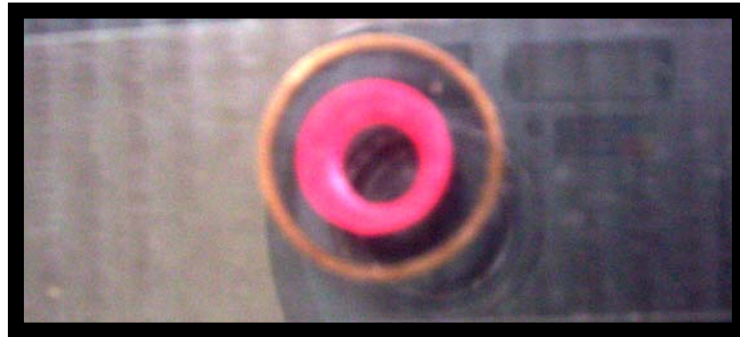


Fig.2

Para el grupo # 1 que corresponde al adhesivo caduco Xenon III. Se dispensó en la cámara oscura tres gotas de cada frasco A y B, para poder llenar el espesor de la muestra de cera periférica que corresponde al espesor del anillo de bronce que es de 1.01mm. y se mezclaron durante 5 segundos como lo indica el fabricante.(Fig. 3)

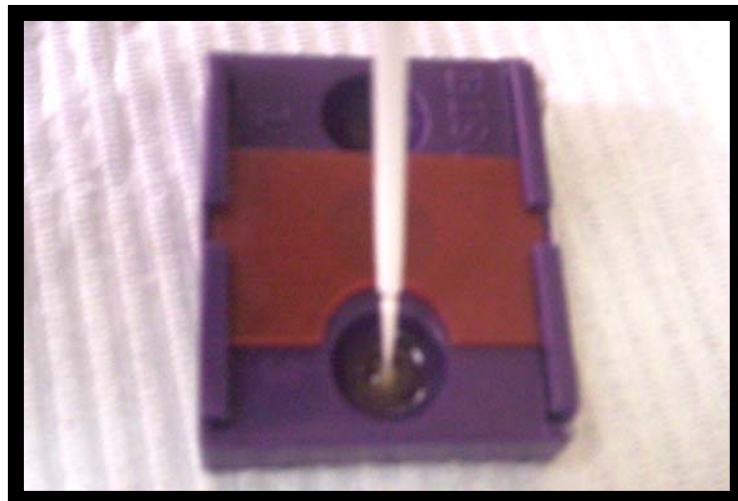




Fig.4

Debido a que el adhesivo contiene como solvente etanol, este no permite que se lleve a cabo una adecuada polimerización del adhesivo, y se optó por aplicar aire indirecto con una jeringa triple utilizando un espejo dental para desviar la dirección del aire hacia el adhesivo líquido durante 30 segundos para eliminar el solvente (Fig. 4).

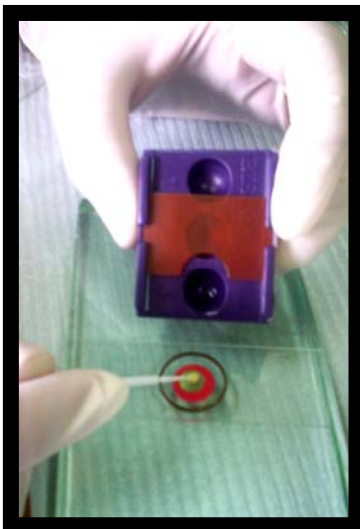


Fig.5a.

Posteriormente se cerró la cámara oscura para evitar que comience a polimerizar con la luz natural antes de colocarlo. Por medio de un aplicador se llevó el adhesivo al conjunto de cubreobjetos, anillo de bronce y el socavado de cera periférica. Se cubrió la muestra con el cubreobjetos y se llevó al transductor (Fig. 5, a, b).

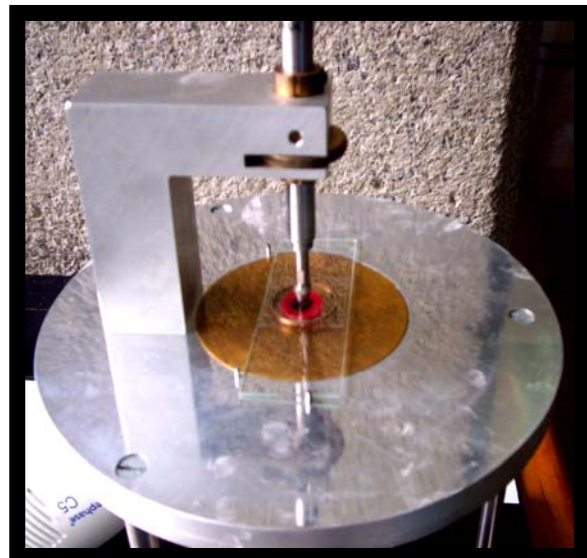
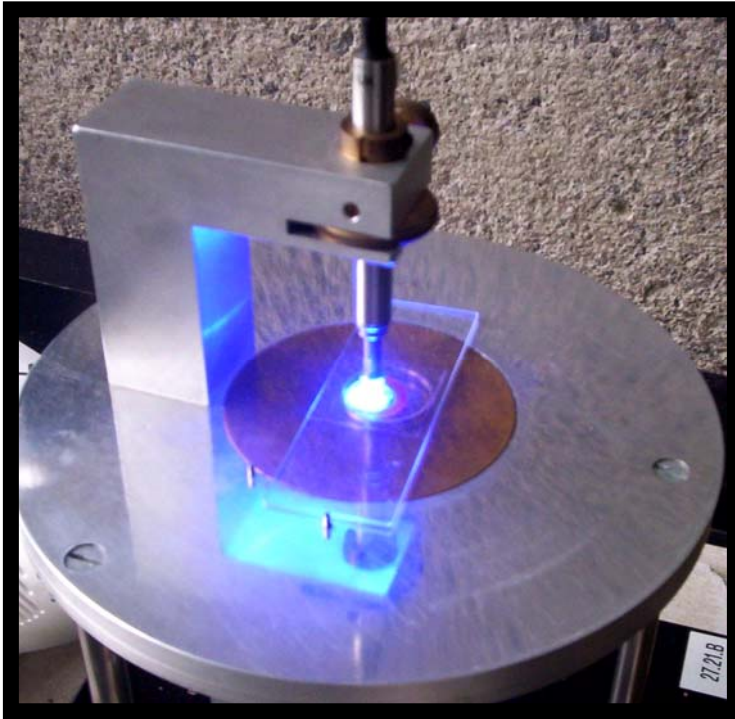


Fig.5b.



El cuarto paso fue calibrar el transductor de 0mV a 200mV. Ya que la cantidad de adhesivo era mayor y el espesor de la muestra era de 1.01mm. Cada muestra se fotopolimerizo por 60 segundos con la lámpara LED (*Bluephase C 5*) desde la parte inferior del aparato y a través del portaobjetos para lograr que el adhesivo polimerizara de una forma completa (Fig. 6). Previamente valorada con radiómetros externos de energía y calor dando como valores, para el de calor 10 mw/cm² y 500 mw/cm² para el de intensidad.

Fig.6

Al momento de cumplirse los 60 segundos de fotopolimerización se apagó la lámpara y se dejó correr la muestra durante 600 segundos y con el sistema de adquisición de datos pico ADC-16 se recolectaron y graficaron los valores. (Fig. 7)

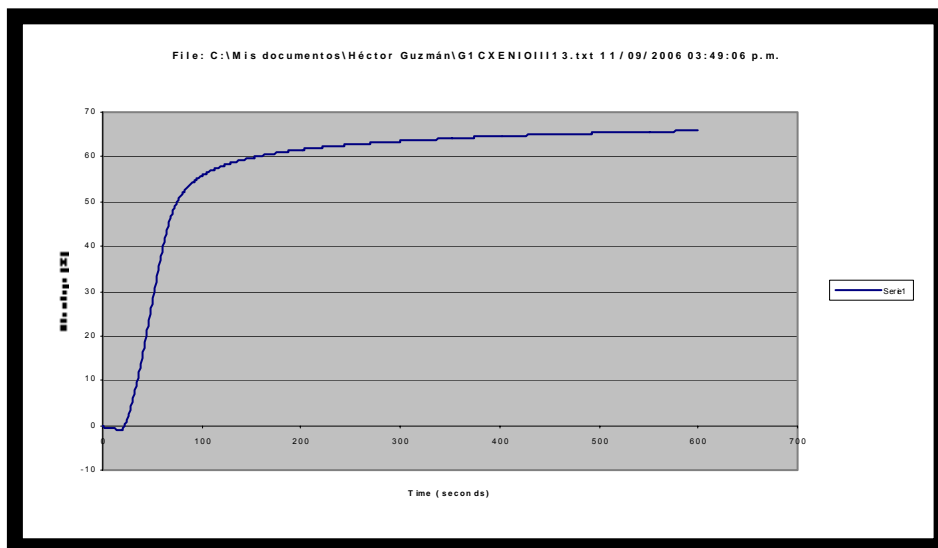


Fig.7.

Para el grupo # 2 correspondiente al adhesivo vigente Xeno III. Las muestras fueron manejadas bajo la misma metodología que se utilizó para el grupo # 1.

Los valores obtenidos se registraron en un cuadro comparativo y se llevó a cabo el análisis estadístico ANOVA de una vía para determinar en qué grupo se presentaron mejores resultados.^{22, 25}

22.3. DETERMINACIÓN DE LA CONTRACCIÓN.

La fotopolimerización del adhesivo hace que el cubreobjetos se flexione hacia abajo por la acción de la contracción. Esta flexión se observará con el transductor LVDT durante todo el tiempo que dure la prueba (600 segundos). Se tienen que hacer lecturas de flexión a cada segundo. El transductor está conectado al Solartron OD5; y éste a su vez con el sistema de adquisición de datos pico ADC-16.

La contracción está definida como la relación entre el cambio de dimensiones de la muestra ($\Delta L = L_0 - L_t$) y la longitud inicial ($L_0 = 1.01\text{mm}$); donde L_t será la longitud que haya disminuido la muestra a medida de un tiempo "t" (L_t), que estará relacionado con el voltaje de salida del transductor (V_t) al tiempo "t" y con el factor de calibración K, mediante la ecuación: $L_t = V_t/K$.

El cambio de las dimensiones ΔL se dividirá entre la longitud que tengamos al inicio, L_0 , para obtener la deformación de la muestra al tiempo "t" que al multiplicarse por 100 proporcione el porcentaje de encogimiento, S, representado mediante la ecuación $S = 100\Delta L/L_0$ ²²; Estos cálculos fueron realizados por el programa computacional de adquisición de datos pico ADC-16.

23. TABLA DE COMPARACIÓN DE VALORES DE LA FUERZA DE ADHESIÓN

GRUPO # 1

ADHESIVO CADUCO

MUESTRA	TENS.MAX MPa.
1	7.29
2	7.65
3	8.39
4	8.40
5	8.51
6	8.79
7	8.80
8	9.04
9	9.37
10	9.38
11	9.84
12	9.88
13	10.47
14	10.67
15	10.74
16	11.26
17	11.28
18	11.35
19	12.79
20	13.32
SUMA =	197.22
PROMEDIO =	9.86

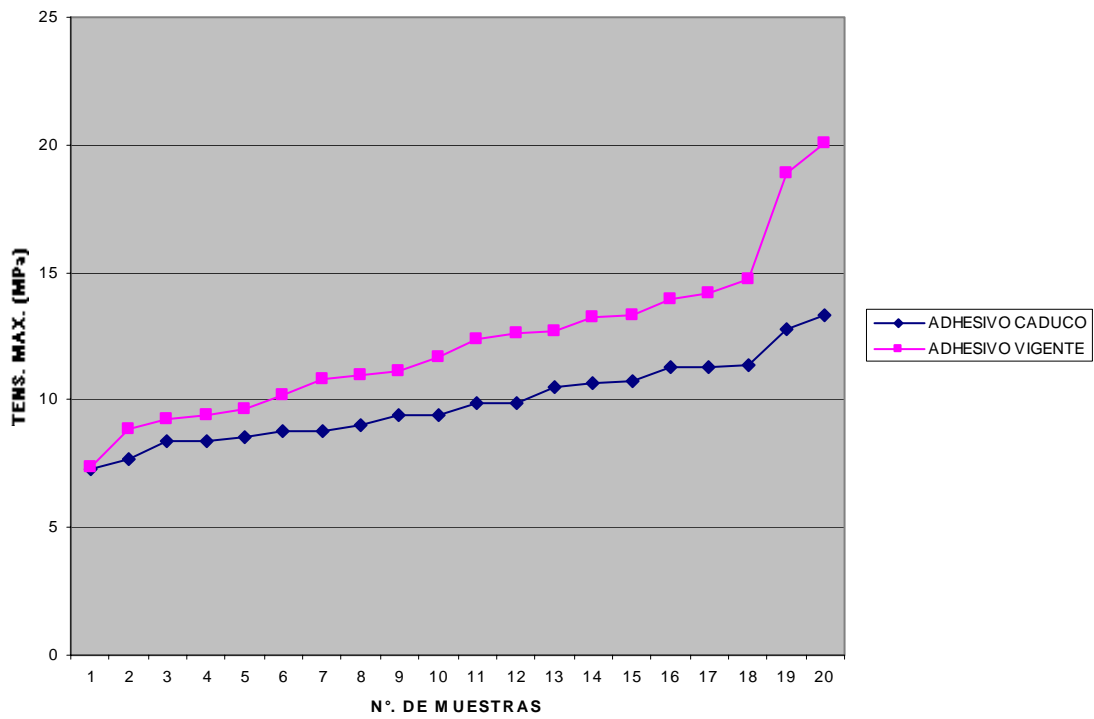
GRUPO # 2

ADHESIVO VIGENTE

MUESTRA	TENS.MAX MPa.
1	7.36
2	8.89
3	9.22
4	9.38
5	9.61
6	10.18
7	10.81
8	10.98
9	11.16
10	11.65
11	12.4
12	12.64
13	12.68
14	13.22
15	13.29
16	13.98
17	14.19
18	14.7
19	18.89
20	20.1
SUMA =	245.33
PROMEDIO =	12.26

23.1. GRÁFICA DE COMPARACIÓN EN LA RESISTENCIA DE ADHESIÓN ENTRE EL ADHESIVO CADUCO Y EL ADHESIVO VIGENTE

GRAFICA I: RESISTENCIA A LA ADHESIÓN ENTRE ADHESIVO CADUCO Y ADHESIVO VIGENTE XENO III



24. TABLA DE COMPARACIÓN DE VALORES PARA LOS NIVELES DE CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN

GRUPO # 1

ADHESIVO CADUCO

MUESTRA	CONTRACCION (%)
1	65.83
2	70.59
3	70.99
4	71.33
5	73.54
6	76.55
7	76.89
8	77
9	77.06
10	78.42
11	78.99
12	79.72
13	79.67
14	80.08
15	81.43
16	81.65
17	82.96
18	83.18
19	83.52
20	84.54
SUMA =	1553.94
PROMEDIO =	77.69

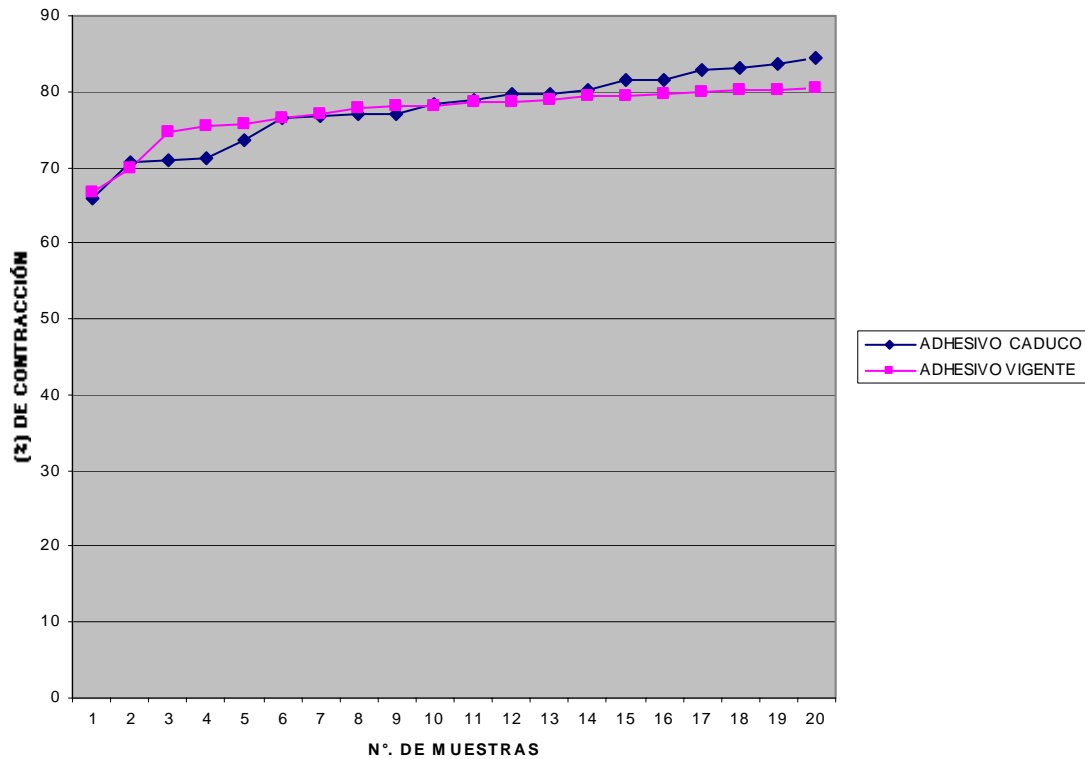
GRUPO # 2

ADHESIVO VIGENTE

MUESTRA	CONTRACCIÓN (%)
1	66.74
2	69.91
3	74.73
4	75.41
5	75.81
6	76.61
7	77.06
8	77.8
9	78.19
10	78.21
11	78.53
12	78.53
13	78.99
14	79.33
15	79.38
16	79.78
17	80.06
18	80.12
19	80.18
20	80.46
SUMA =	1545.83
PROMEDIO =	77.29

24.1. GRÁFICA DE COMPARACIÓN DE LOS NIVELES DE CONTRACCIÓN ENTRE EL ADHESIVO CADUCO Y EL ADHESIVO VIGENTE

GRAFICA: NIVELES DE CONTRACCIÓN ENTRE ADHESIVO CADUCO Y ADHESIVO VIGENTE XENO III



25. ESTUDIO ESTADÍSTICO ANOVA DE UNA VÍA PARA ADHESIÓN

t - prueba El viernes, 29 de septiembre de 2006, 12: 24: 05

Origen de datos: 1 datos en libreta

Prueba de normalidad: Pasó (P = 0.361)

Prueba de discrepancia igual: Falló (P = 0.048)

Grupo	N	Faltante
Vigente	20	0
Caduco	20	0

Grupo	Media	Dev. Std.	SEM
Vigente	12.267	3.162	0.707
Caduco	9.859	1.615	0.361

Diferencia 2.408

t = 3.033 con 38 grados de la libertad. (p = 0.004)

Intervalo de confianza 95 % por la diferencia de los medios: 0.800 a 4.015

La diferencia en los valores de media de los dos grupos es más grande que lo esperado por casualidad; **hay una diferencia estadísticamente importante entre los grupos de entrada (p = 0.004).**

Poder de la prueba llevado a cabo con alfa = 0.050: 0.810

26. ESTUDIO ESTADÍSTICO ANOVA DE UNA VÍA PARA CONTRACCIÓN

t - prueba El viernes, 29 de septiembre de 2006, 12: 26: 53

Origen de los datos: 1 datos en libreta

Prueba de normalidad: Falló (p = 0.022)

Prueba de discrepancia igual: Pasó (p = 0.101)

Grupo	N	Faltante
Vigente	20	0
Caduco	20	0

Grupo	Media	Dev. Std.	SEM
Vigente	77.293	3.519	0.787
Caduco	77.697	5.031	1.125

Diferencia: -0.404

t = -0.294 con 38 grados de la libertad. (p = 0.770)

Intervalo de confianza 95 % por la diferencia de los medios: -3.183 a 2.376

La diferencia en los valores de media de los dos grupos no es lo suficientemente grande, rechazar la posibilidad de que la diferencia es atribuible a la variabilidad de muestreo aleatorio. **No hay una diferencia estadísticamente importante entre los grupos de entrada (p = 0.770).**

Poder de la prueba llevado a cabo con alfa = 0.050: 0.050

El poder de la prueba llevado a cabo (0.050) está debajo del poder deseado de 0.800.

Usted debe interpretar las conclusiones negativas cautelosamente

27. RESULTADOS:

Los resultados que se obtuvieron en este estudio fueron sometidos al análisis estadístico ANOVA de una vía obteniendo así que: para el material caduco con respecto a las pruebas de adhesión se observó una disminución en sus valores y una diferencia significativa estadísticamente; no así para los valores obtenidos en niveles de contracción, en donde resultó que no había diferencia significativa estadísticamente.

28. DISCUSIÓN

La utilización de adhesivos dentales en la práctica Odontológica ha revolucionado los tratamientos clínicos siendo más conservadores en las últimas décadas. Ya que estos tratamientos basan su éxito en la adhesión lograda por los adhesivos dentales utilizados, en el presente trabajo se procedió a medir la fuerza de adhesión y contracción lineal en un adhesivo caduco, comparado con un adhesivo vigente de la misma marca y casa comercial ya que no encontramos en la literatura estudios similares donde se compare las propiedades físicas de adhesión y contracción lineal de un adhesivo caduco comparado con un adhesivo vigente podemos considerar este estudio como un trabajo pionero en la medición de las propiedades de los adhesivos dentales.

Existen estudios como el de *Tanumiharja, Birrow & Tays*.³¹ Que han comparado la fuerza de adhesión a la microtensión pero nuestro estudio aunque se llevo acabo con una metodología muy similar al anteriormente mencionado, valoramos la eficiencia con respecto a la vigencia del producto, situación que dichos investigadores no toman en cuenta

*Kerby, y cols.*³² y *Rania Hadad, y cols.*³³ han evaluado la fuerza de microtension de adhesión en esmalte humano concluyendo que la fuerza de adhesión a la microtensión es significativamente más alta ya que la subsuperficie del esmalte tiene un mayor potencial de adhesión que la superficie del esmalte.

Aunque en nuestro estudio la resistencia a la adhesión de los adhesivos comparados no se llevo acabo en esmalte sino en dentina, podemos observar que nuestros valores son más bajos tanto con el adhesivo caduco y el adhesivo vigente comparados con los resultados reportados en la adhesión al esmalte, esto es probablemente atribuido a que el esmalte y dentina son de diferente substrato y la adhesión se ha logrado con mayor éxito en el esmalte.

*J. Perdigão y cols.*³⁵ Midieron la fuerza de microtensión de adhesión al esmalte liso y rugoso de cinco pares de adhesivos de grabado total y adhesivos de autograbado obteniendo como resultados que los adhesivos de grabado total obtuvieron mayor fuerza de adhesión tanto en esmalte liso y rugoso que los adhesivos de autograbado.

En nuestro estudio solo se trabajo con adhesivos de autograbado y aunque solo se midió en dentina la fuerza de adhesión se puede observar que existe una diferencia significativa entre el adhesivo vigente y el adhesivo caduco debido a que el adhesivo caduco va perdiendo sus propiedades físicas conforme va aumentando el tiempo de la fecha de vencimiento.

*Cardoso y cols.*²⁶ Evaluaron el efecto del solvente orgánico (acetona y etanol) en la intensidad de la fuerza de microtensión de un sistema adhesivo aplicado en dentina húmeda y seca y demostraron que la fuerza de microtensión de adhesión

fue más elevada para el sistema adhesivo que contiene etanol tanto en dentina húmeda como en dentina seca.

El adhesivo evaluado en este estudio tanto vigente como caduco contiene agua/etanol como solvente en su composición, la diferencia en valores obtenidos en cuanto adhesión es atribuida a que el adhesivo caduco pierde las propiedades químicas de sus componentes incluido el solvente.

*Nunes, y cols.*³⁴ Probaron la eficacia de la polimerización de adhesivos dentales autograbadores en diferentes condiciones de evaporación de solventes. Utilizaron cuatro sistemas autograbadores y los clasificaron en dos grupos como sistemas adhesivos autograbadores dos pasos bajos (Clearfil SE Bond, Protec Bond) y los otros dos como sistemas de un paso fuertes (Xeno III, ADP-Prompt-L-Pop). Obtuvieron como resultado que existe muchas variables determinantes de la evaporación del agua-solvente en los adhesivos sometidos a prueba. 1) concentración relativa de agua/HEMA, 2) presencia de componentes fotoiniciadores en el Primer (SEB) y 3) presencia de etanol (XENO III). SEB muestra la mayor extensión de fotopolimerización de los adhesivos probados la menor contracción volumétrica fue obtenida por APLP y Xeno III.

El tipo de pruebas de contracción que se le realizaron en nuestro estudio en el sistema adhesivo Xeno III tanto caduco como vigente fueron pruebas de contracción lineal, y se realizó aplicando aire por 30 segundos directamente a la muestra para tratar de eliminar el solvente (etanol) y permitir de esa manera una correcta polimerización y obteniendo como resultados que no existe una diferencia significativa entre el porcentaje de contracción del adhesivo caduco en comparación con el adhesivo vigente.

*M. Hashimoto y cols.*³⁶ Compararon dos adhesivos de grabado total con dos adhesivos de *Primer* autograbador, determinando que después del fotocurado el stress de contracción decrece hasta un 70% en los adhesivos de grabado total y siendo menor en los adhesivos de *Primer* autograbador de solo un 30%.

Los resultados obtenidos en nuestro estudio nos demuestran que existe un ligero aumento en el porcentaje de contracción en el adhesivo caduco comparado con el adhesivo vigente donde se observa una menor contracción.

*Sakaguchi y cols.*³⁷ Evaluaron la contracción por polimerización utilizando seis niveles de intensidad de luz y demostraron que la contracción era diferente para cada nivel de intensidad.

En nuestro estudio se utilizó solo una lámpara de fotopolimerizar de luz LED con la misma intensidad de luz para los dos adhesivos vigente y caduco la variación en niveles de contracción no se lo atribuimos la lámpara sino a caducidad del adhesivo.

29. CONCLUSIONES:

Los resultados obtenidos por medio de esta investigación se demuestra que el adhesivo caduco pierde sus propiedades óptimas de adhesión ya que presenta una diferencia significativa estadísticamente en comparación con el adhesivo vigente.

Es probable que sus propiedades físicas de adhesión en un tiempo menor a su fecha de vencimiento no presente una disminución significativa.

Por otro lado la contracción no es significativa estadísticamente en comparación con el adhesivo vigente.

Aunque en este estudio no mostró una diferencia significativa en los niveles de contracción, existe la posibilidad que la contracción aumente en un tiempo mayor a la fecha de vencimiento a la cual se le realizaron las pruebas.

La viscosidad como el solvente son factores que deben ser tomados en cuenta en estudios posteriores ya que si la viscosidad aumenta y el solvente disminuye el adhesivo no podrá penetrar en las irregularidades y túbulos dentinarios.

Por lo tanto consideramos que éste estudio abre la posibilidad de más líneas de investigación para mismo adhesivo en condiciones diferentes de tiempo de caducidad.

30. BIBLIOGRAFÍA

1. Marco Antonio Bottino. Estética en Rehabilitación Oral Metal Free. Ed. Artes Médicas. Latinoamérica. 28-39 (2001).
2. F. Geneser. Histología. 3ra edición. Ed. Médica Panamericana S.A. 479-482. (2000).
3. Baratieri, Luiz N./et al. ESTÉTICA, Restauraciones Adhesivas en Dientes Anteriores Fracturados. 2da edición. Ed. Livraria Santos Editorial Ltda. Sao Paulo, Brasil. 57-60. (2004).
4. KENNETHJ. Anusavice. PHILIPS Ciencia de los Materiales Dentales. Undécima edición. Ed. Elsevier España S.A. (2004).
5. Gilberto Henostroza H. Perspectiva Histórica. Asociación Latinoamericana de Operatoria Dental y Biomateriales.13-29. (2003).
6. Ricardo Luis Mancchi. Materiales Dentales 3ra edición. Ed. Médica Panamericana. 35-42, 167-176. (2000)
7. Luiz Baratieri, Marcelo Chain. Restauraciones Estéticas con Resina Compuesta en Dientes Posteriores. 1era edición. Ed Artes Médicas Ltd.31-38(2001).
8. F. Humberto Barceló Santana/J. Mario Palma Calero. Materiales Dentales. Conocimientos Básicos Aplicados. 2da edición. Ed. Trillas. 31-32. (2004).
9. José Luis Cova N. Biomateriales Dentales. 1ra edición. Ed. Amolca. 196-197. (2004).
10. Oscar Steenbecker G. Fundamentos de la Adhesión Dental. Asociación Latinoamericana de Operatoria Dental y Biomateriales. (2003).
11. Diccionario Enciclopédico Multimedia Larousse.
12. Carlos Carrillo S, MSD Dentina y Adhesivos Dentinarios Revista ADM, Vol. LXIII, No. 2. Pp. 45-51. Marzo-Abril.(2006).
13. Gerard Kugel, Marco Ferrari The Science of Bonding: From First Sixth Generation. JADA, Vol. 131, pp 20-25, June.(2000).
14. Fernando R. y co/s. Adhesivos Dentales en Odontología. RAAO, Vol. XLIV. No.3, Pp 26-31. Septiembre- Diciembre (2003).

15. Willam J. Óbrien, Ph, FADM. Dental Materials. 3ra edición. Ed. Quintessence Publishing Co, Inc. Pp 66-71 (2002).
16. Jean François Roulet. Adhesion. The Silent Revolution in Dentistry. Ed. Quintessence Publishing Co, Inc. pp 45-49 (2000).
17. Dario Marin, DDS. Adhesión a la Estructura Dentaria. Pp.1-10 http://sisbib.unmsm.edu.pe/BVrevistas/odontologia/2002_n9/adhesion_mate.htm
18. Catherine Basnault, Pierre Colon. La Adhesión a los Tejidos Dentarios Revista Europea de Odonto-Estomatológica. Pp. 279-282. Diciembre. (2000)
19. Brenda Ivonne Barrón Martínez Influencia de la Superficie Tratada con Diferentes Fresas Sobre Esmalte y Dentina en la Adhesión de Restauraciones de Cerámica, Cr/Ni y Ag/Pd Utilizando, Diferentes Sistemas de Adhesión. Tesis. Pp. 61-67. Facultad de Odontología. Universidad Nacional Autónoma de México (1996).
20. Ana Elena Aguilar Arrangoiz. Influencia del Método de Secado en la Fuerza de Adhesión de un Adhesivo Dentinario Hidrofilico (Estudio Comparativo). Tesina. Pp. 36-40. Facultad de Odontología. Universidad Nacional Autónoma de México. (1997).
21. Laura Emma Chacón Rojo. Estudio Comparativo de 3 Sistemas Adhesivos Existentes en el Mercado Sometidos a Atemperamiento. Tesina. Pp. 34-35. Facultad de Odontología. Universidad Nacional Autónoma de México. (1996).
22. José Luis Mendieta Barrera. Contracción y Comportamiento Mecánico de Dos Ionómeros de Vidrio Fotopolimerizables a Tres Diferentes Distancias y Voltaje. Tesina. Pp. 11-32. Facultad de Odontología. Universidad Nacional Autónoma de México. (2002).
23. Watts DC, Determination of Polimerización Shrinkage Kinetics in Visible-Light-Cured Materials: Methods Development. Dental Materials. (1991).
24. Moises Leyva Islas. Fuerza de Unión a Dentina y Esmalte de un Sistema Adhesivo Multipropósito Auto y Fotopolimerizable. Tesina. Facultad de Odontología. Universidad Nacional Autónoma de México. (1997).

25. Lucio Alfredo Mancha Gutiérrez. Niveles de Contracción por Polimerización de Una Resina para Cementación Ortododntica Estudio Comparativo. Tesina. Pp. 39-41. Facultad de Odontología. Universidad Nacional Autónoma de México. (2002).
26. PC Cardoso. Effect of Solvent Type ON Microtensile Bond Strength of a Total-etch One-bottle Adhesive System to Moist or Dry Dentin. Operative Dentistry, 2005, 30-3, 376-381.
27. <http://www.dentsply.es/adhesivos/Xeno.htm>
28. <http://www.dentsply.de/bausteine.net/file/showfile.aspx?downdaid=7491&sp=D&domid=1042&fd=2>.
29. Richard S. Schwartz y cols. Fundamentos en Odontología Operatoria. Pp141-187.1era edición 1999, Ed. Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, C.A.
30. Robert G. Craig. Materiales de Odontología Restauradora. Décima Edición. Ed. Harcourt Brace de España, S.A. 256-259 (1998)
31. M. Tanumiharja, y cols. Microtensile Bond Strengths of Seven Dentin Systems. Dental Materials 16 (2000) 180-187.
32. RE Kerby, y cols. Microtensile Bond Strengths of One-step and Self-etching Adhesive Systems. Operative Dentistry, 2005, 30-2, 195-200.
33. Rania Hadad, y cols. Micro-tensile Bond Strength to Surface and Subsurface Enamel. 2004,1-11. Academy of Dental Materials Published by Elsevier Ltd.
34. T.G. Nunes, y cols. Polymerization efficacy of simplified adhesive systems studied by NMR and MRI Techniques. 2005, 1-17. Academy of Dental Materials Published by Elsevier Ltd.
35. J. Perdigão y cols. Enamel Bond Strengths of Pairs of Adhesives From the Same Manufacturer. Operative Dentistry, 2005, 30-4, 492-499.
36. M Hashimoto y cols. Contraction Stress in Dentin Adhesives Bonded to Dentin. J Dent Res 85(8): 728-732,2006.
37. R. L. Sakaguchi y cols. Contraction Force Rate of Polymer Composites is Linearly Correlated with Irradiance. Dental Materials. Volume 20, Issue,4, May 2004, Pages 402-407.