

370



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

T E S I S

**“INFLUENCIA EN LA FUERZA DE ADHESIÓN
DE DOS SISTEMAS DE RESINAS DE
DIFERENTE MATRIZ ORGÁNICA,
INTERCAMBIANDO SUS RESPECTIVOS
SISTEMAS DE ADHESIÓN”**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
CIRUJANO DENTISTA**

P R E S E N T A

ERNESTO MORENO GUZMÁN

DIRECTOR: DR. FEDERICO H. BARCELO SANTANA

ASESOR: MTRO: JORGE GUERRERO IBARRA

291327



MÉXICO, D.F.

2001



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Dedico este trabajo

**A mi mamá, Margarita Guzmán
Mamá: gracias por apoyarme,
Éste también es un logro tuyo.
Te quiero mucho.**

**A mi Papá, Lic. David Moreno
Papá: gracias a tú esfuerzo terminé
esta etapa de mi vida.
Te quiero mucho.**

**A mis hermanos, Iliana G. y David
Gracias por regalarme su cariño y contagiarme
de alegría, los quiero mucho.**

A Dios, gracias

Agradecimientos

**Al Dr. Federico Barceló S.
Gracias por dirigir este trabajo
y brindarme sus conocimientos
para la realización de este trabajo.**

**Al personal del laboratorio de
materiales
dentales de la división de estudios
de postgrado e investigación de la
Facultad de odontología.**

**A la universidad Nacional Autónoma de México
y a la Facultad de Odontología.**

RESUMEN

Hasta ahora nadie había modificado la matriz de las resinas compuestas, Degusa Dental en su material de obturación **Definite** agrega polisiloxano en lugar del tradicional bisGMA, anexando para su colocación Etch&Prime, un sistema de adhesión de sexta generación. El propósito de este estudio fue conocer la influencia en la fuerza de adhesión a esmalte y dentina de dos sistemas de resinas diferentes en la matriz orgánica con sus sistemas de adhesión, los materiales fueron Etch&Prime 3.0 con Definite y Single Bond con la resina Z250, con el objetivo de intercambiar adhesivos y evaluar los resultados de adhesión.

Se utilizaron 40 molares divididos en 4 grupos de 10 cada uno, utilizando primero esmalte y después dentina. Para el montado de resinas y adhesivos de todos los grupos, se emplearon hacedores de teflón de acuerdo a la metodología descrita por Rueggerberg y Söderholm^{1,2}.

Las muestras se almacenaron en un ambientador con una temperatura de 37°C durante 24 hrs. en humedad absoluta al 100 %. Posteriormente cada una de las muestras se sometió a carga tangencial en la maquina de pruebas Universal Instron, a una velocidad de carga de .5mm/min.

Los resultados en valor promedio son:

GRUPOS	Esmalte	Dentina
Etch&Prime-Z 250	8.83 MPa	9.61 MPa
Etch&Prime-Definite	9.95 MPa	6.60 MPa
Single Bond-Z250	14.54 MPa	16.02 MPa
Single Bond-Definite	10.62 MPa	6.88 MPa

Concluyendo, el intercambio de adhesivos Etch&Prime con la resina Z250 y el adhesivo Single Bond unido a Definite no se recomienda por sus bajos valores de adhesión.

ÍNDICE GENERAL	Página
RESUMEN	1
INTRODUCCIÓN	3
Capítulo 1	
ANTECEDENTES	5
1.1 ADHESIVOS	5
1.2 RESINAS COMPUESTAS	14
1.2.1 Matriz de resina	15
1.2.2 Partículas de relleno	16
1.2.3 Agentes de acoplamiento	17
1.2.4 Sistema activador-iniciador	18
1.2.5 Resinas fotoactivadas	18
1.2.6 Inhibidores	19
1.2.7 Modificadores ópticos	19
1.2.8 Técnica de grabado con ácido fosfórico	20
1.2.9 Manipulación de los agentes de enlace de dentina	21

1.3 ORMOCERA DEFINITE	23
1.3.1 Propiedades físicas	26
1.3.2 Biocompatibilidad	26
1.3.3 Unión adhesiva con la dentina y el esmalte	27
1.4 AGENTES DE ENLACE DENTARIO	29
Capítulo 2	
DISEÑO EXPERIMENTAL	31
2.1 Planteamiento del problema	31
2.2 Justificación	32
2.3 Hipótesis de trabajo	33
2.4 Hipótesis nula	33
2.5 Hipótesis alterna	33
2.6 Objetivos general	34
2.7 Objetivo específico	34
2.8 Tipo de estudio	35

Capítulo 3

METODOLOGÍA	36
3.1 Material y equipo	36
3.2 Criterios de inclusión	38
3.3 Criterios de exclusión	38
3.4 Variables dependientes	39
3.5 Variables independientes	39
3.6 Muestreo	40
3.7 Método	42

Capítulo 4

RESULTADOS	46
4.1. Resistencia de adhesión a esmalte	46
4.2 Análisis estadístico de esmalte	46
4.3 Resistencia de adhesión a dentina	48
4.4 Análisis estadístico de dentina	48
DISCUSIÓN	50
CONCLUSIÓN	54
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	56

Introducción

Dentro de la práctica Odontológica las resinas acrílicas sin relleno se incluyen como material de restauración porque son insolubles, estéticas, resistentes a la deshidratación, económicas y relativamente fáciles de manejar.

Fueron introducidas a finales de los años cuarenta y principios de 1950, y parcialmente reunieron los requisitos de materiales estéticos y durables para dientes anteriores. El mayor avance ocurrió cuando Bowen desarrolló un nuevo tipo de material compuesto. Sus principales innovaciones fueron el bisfenol A-glicidil metacrilato (bis-GMA), una resina de dimetacrilato, y el uso de un silano que cubre las partículas de relleno para lograr el enlace químico con la resina. El bis-GMA tiene mayor peso molecular que el metil metacrilato, la densidad del metacrilato en los grupos de doble enlace es menor en el monómero del bis-GMA, factor que reduce la contracción de polimerización.

El uso de un dimetacrilato también amplía el enlace cruzado y mejora las propiedades del polímero. El mejoramiento de las propiedades de la matriz y la unión del relleno a la matriz produjeron un material de restauración que fue muy superior a las resinas acrílicas sin relleno. Desde principios de los años setenta, las resinas compuestas han reemplazado a los acrílicos sin

relleno para restauraciones dentales. El sistema de compuestos a base de resina se han usado para otras aplicaciones odontológicas, como selladores de fosetas y fisuras, cementos para fijar restauraciones y agentes de enlace de dentina³.

En el sector de las matrices orgánicas no se había producido ningún cambio fundamental desde la introducción de Bowen (1962) de los dimetilmacrilatos en forma de bis-GMA, aunque existen algunas matrices orgánicas a base de dimetacrilato de uretano (UDMA). Sin embargo, la matriz resulta tan decisiva como las partículas de relleno para mejorar las cualidades físicas de los materiales de obturación. Con el desarrollo de las ormoceras (cerámica orgánica modificada) Definite™ dispone de una nueva base para los materiales de empaste de obturación. Así resulta posible una nueva configuración de la matriz, al utilizarse por primera vez polímeros mixtos orgánicos-inorgánicos. Su característica es una red de siloxano que ha sido modificada de forma selectiva con la incorporación de grupos orgánicos. Las principales ventajas que reportan con la utilización de las ormoceras son la mejora de la biocompatibilidad y la reducción de la contracción producida por la polimerización⁴.

Capítulo 1

ANTECEDENTES

1.1 ADHESIVOS

Dentro de la bibliografía se encuentran estudios en donde se hace una revisión de los sistemas adhesivos y la diferencia entre las distintas generaciones. La primera generación, situada en el año 1956, por Buonocore y colaboradores demostraron que con la utilización del ácido glicero fosfórico y dimetacrilatos contenidos en la resina aunando al grabado ácido de la dentina unían las resinas al diente. Esta unión estaba dada por una resina bifuncional, moléculas de iones calcio e hidroxiapatita. Nueve años después, Bowen decide probar el N-fenil-glicín-glicidil-metacrilato (NPGGMA). Que es una molécula bifuncional que actúa como agente de acoplamiento. Esto significa que el extremo de la molécula se une a la dentina mientras que los otros adhesivos se unen a la resina compuesta. La fuerza de unión de estos adhesivos era sólo de 1 a 3 MPa. En los años setenta, la segunda generación de adhesivos fue introducida. La mayoría de éstos, incorporaba halofósforos y ésteres en las resinas como bis-GMA, o hidroxietil metacrilato (HEMA). El mecanismo de acción de estos sistemas era lograr una unión iónica con el calcio y los grupos clorofosfato, éstos tuvieron un incremento significativo con respecto a los de

primera generación, aunque el adhesivo de fosfato y calcio en la dentina no fue lo suficientemente fuerte para resistir la hidrólisis de la inmersión en agua, causando así microfiltración en las resinas compuestas, poca resistencia y valores inferiores en adhesión. En la tercera generación de adhesivos el ácido grabador remueve parcialmente y / o modifica el barrillo dentinario. Este efecto es debido al pH del ácido grabador. El ácido abre parcialmente los túbulos dentinarios e incrementa su permeabilidad, debe enjuagarse completamente antes de colocar el adhesivo. El primer contiene un monómero de resina hidrofílica la cual incluye hidroxietil trimelitato anhídrido o 4-META y bisfenol dimetacrilato (BPDM). Los acondicionadores contienen grupos hidrofílicos que se infiltran en el barrillo dentinario modificando y mejorando la adhesión en la dentina mientras que el grupo hidrofílico del primer crea adhesión con dentina. Estos adhesivos de tercera generación usualmente utilizan un acondicionador hidrofílico para dentina, que pueden tener 6% de fosfato penta-acrilato o PENTA, 30% de HEMA y 64% de etanol, siguiendo el paso de grabado y la aplicación del acondicionador en una resina adhesiva aplicada en la dentina y esmalte. En la mayoría de estos sistemas de adhesión, el acondicionador de fosfato modifica el barrillo dentinario suavizándolo, después de la penetración del adhesivo se polimeriza formando así una capa dura. En conclusión, este sistema de adhesión no fue

muy exitoso, ya que la resina no penetraba suficientemente en la capa de barrillo dentinario, haciendo el enlace muy débil. Pero surgen otras ideas y se presentan los adhesivos de cuarta generación. El remover completamente el barrillo dentinario sería la teoría de estos sistemas. Así, Fusayama y colaboradores trataron de simplificar la adhesión del esmalte y la dentina con una preparación de ácido fosfórico al 40%. Esto no tuvo éxito y el resultado fue el colapso de las fibras de colágena. En 1982, Nakabayashi y colaboradores, reportaron la formación de una capa híbrida. Favoreciendo la polimerización con metacrilato en la dentina. La capa híbrida es definida como “la estructura formada en los túbulos dentinarios después de desmineralización de las estructuras y subestructuras, seguido por la infiltración de monómeros y la subsiguiente polimerización”. La técnica de grabado total para los adhesivos de cuarta generación, permite grabar el esmalte y la dentina al mismo tiempo usando ácido fosfórico por 15 o 20 seg, la superficie debe de estar húmeda para evitar el colapso de las fibras de colágeno, se aplica la solución acondicionadora que es hidrofílica y se infiltra en la colágena formando una capa híbrida. Desafortunadamente la dentina húmeda no es fácil de definir clínicamente. La formación de las prolongaciones de resina en los túbulos dentinarios hace la traba mecánica. Las estructuras mineralizadas de los peritúbulos de la dentina son disueltas

por la acción del ácido; pero la penetración inicial en la superficie expuesta de las fibras de colágena es de 2 a 4 μm . Para simplificar el procedimiento clínico, reduciendo los pasos para la aplicación de las resinas compuestas y el tiempo de trabajo, se necesitaba un mejor sistema. Además dentro de las necesidades de los clínicos estaba la de evitar el colapso de las fibras de colágena y la desmineralización dentinaria excesiva. Los adhesivos de quinta generación consisten en dos tipos diferentes de materiales adhesivos llamados sistemas de una sola botella y el ácido acondicionador.

Una sola botella para facilitar el manejo clínico se utilizó la combinación del acondicionador y el adhesivo en una solución, para ser aplicada después del ácido fosfórico en esmalte y dentina a una concentración de 35% y 37% durante 15 o 20 segundos. La formación de la capa híbrida muestra una fuerte unión entre el esmalte grabado y la dentina.

Sistema acondicionador-ácido: Watanabe y Nakabayashi desarrollaron en una solución de 20% de fenil-P y 30% de HEMA el acondicionador-grabador para unir el material de obturación a esmalte y dentina simultáneamente. La combinación de acondicionador-grabador reduce el tiempo de trabajo, elimina el paso del lavado de ácido y el riesgo de colapsar las fibras de colágeno. La efectividad del sistema acondicionador-grabador en las propiedades de grabado de esmalte son menos predecibles

que los resultados obtenidos con el gel de ácido fosfórico. Toida menciona que si hacemos el paso de grabado separado del paso de la colocación del adhesivo, se producirá mayor fuerza de adhesión en la dentina. Las pruebas de adhesión no muestran resultados estadísticamente significativos entre los sistemas de una sola botella con respecto a los de ácido-acondicionador. En la prueba de microfiltración en el sellado marginal, el sistema de una sola botella es superior al de ácido-acondicionador. Recientemente, algunos sistemas de adhesión fueron creados y propuestos como adhesivos de sexta generación, éstos sistemas adhesivos se caracterizan por tener un adhesivo para el esmalte y dentina en una solución.

Desafortunadamente, las primeras evaluaciones de este sistema muestran que el adhesivo para la dentina fue bueno, pero el del esmalte fue poco efectivo. Puede ser que estos adhesivos estén compuestos por una solución de ácido que no puede quedarse en su lugar y que tiene que ser refrescada continuamente, tiene un pH que no es apto para las propiedades del esmalte. Sin embargo, ningún incremento en la dirección y simplificación clínica de los procesos de adhesión ha dado como resultado el desarrollo de un sistema de adhesión ideal ⁵.

En el plano de la investigación Odontológica y restaurativa existe una comparación de adhesión y microfiltración entre los sistemas de quinta y

sexta generación, desarrollada por J. Gole y colaboradores, con pruebas estadísticas Anova y Tukey muestra una diferencia significativa entre las dos generaciones adhesivas concluyendo que los resultados in *Vitro* revelan que los adhesivos de sexta generación tuvieron un decremento en las pruebas de adhesión y resistencia a la microfiltración en compuestos restaurativos respecto a los agentes adhesivos de quinta generación ⁶.

Nuevo grupo funcional:

Los alcosilanos de metacrilato de uretano y tioeter son utilizados como precursores del sol-gel para la preparación de una familia especial de copolímeros inorgánicos / orgánicos ormoceras. El tipo silano básico ofrece las siguientes posibilidades estructurales y sintéticas para la modificación de las propiedades de los copolímeros resultantes: variación del número de grupos alquilo, combinación con otro diferente, precursor sol-gel, variación del número de enlaces de grupos metacrilato (1-5) y variación en el segmento molecular (tipo, estructura y longitud); conectando la estructura inorgánica con la orgánica. Para lograr la estructura orgánica adicional del polímero en el copolímero fotopolimerizado con el uso de diferentes radicales es posible inducir la polimerización (luz ultravioleta, visible, y reducción).

Este nuevo tipo de copolímero muestra un potencial significativo para aplicaciones médicas, especialmente como material de obturación dental, su contracción es baja 1 a 2.8 Vol %, la resistencia flexural arriba de 160 MPa y

alta resistencia a la abrasión. Los problemas toxicológicos que son a menudo observados en los compuestos a base de resina, por la presencia de monómero de metacrilato, no son esperadas en las ormoceras por el uso de los acrilatos conectados al silano y metacrilatos y por la unión a la estructura polimérica inorgánica. Además, investigaciones preliminares muestran una alta resistencia al desgaste en comparación con un gran número de materiales de obturación comercialmente disponibles como amalgamas y resinas compuestas de acuerdo a las diferentes pruebas de masticación ⁷. Un estudio realizado en la Universidad de Greifswald en Alemania, evaluó clínicamente la ormocera Definite en 356 restauraciones de 117 pacientes: 48 cavidades clase I, 150 en clase II y 63 en clase V, después de la preparación de la cavidad, el adhesivo etch & prime 3.0 se aplicó en las condiciones adecuadas sobre el esmalte y dentina, finalmente se aplicó la ormocera. En conclusión, Definite en combinación con el sistema de adhesión etch & prime 3.0 demostró un aceptable comportamiento clínico después de 6 meses ⁸.

Existe una evaluación preclínica que tuvo como propósito evaluar el material Admira que es otra marca de resina a base de ormocera, en relación a compararla con un compomero con respecto a la obturación de cavidades clase V en dentina y ver la adaptación marginal. El grupo Admira Bond + Admira mostró mejor comportamiento de adhesión al esmalte que con las otras combinaciones, respecto a la adaptación marginal en dentina Admira

Bond + Admira exhibe mejor porcentaje en el sellado marginal, Futura Bond + Glassiosite y Etch & Prime 3.0 + Definite mostraron menor formación de espacios que NRC + Prime & Bond NT + Dyract AP⁹.

Las características de la manipulación del sistema de restauraciones estéticas ormoceras fue comparada con otra resina compuesta. En el que fueron utilizadas restauraciones de todos los tipos sin ningún problema, la evaluación clínica de las restauraciones fue alta, excepto en dos casos de hipersensibilidad pero sin ningún otro efecto adverso. La frecuencia de la hipersensibilidad fue de 5.7% en comparación con otras técnicas y materiales¹⁰. Otro estudio de I. Soler y colaboradores respecto a la evaluación de dureza con la técnica de indentación y medición del efecto de envejecimiento y microdureza de diferentes resinas compuestas modificadas y convencionales. Fueron utilizadas 7 resinas compuestas: Aristón, Definite, Solitaire, Surefill, PertacII, Quadrant y Z100. Los resultados sugieren que el mantener las resinas compuestas en agua por 6 meses no causan variaciones significativas en la dureza de la superficie de los compuestos estudiados, excepto en Aristón¹¹. Sin embargo, se conoce poco sobre la citotoxicidad de las resinas compuestas y ormoceras. Existe un estudio diseñado para evaluar la citotoxicidad *in Vitro* de 3 materiales restauradores que fueron columbus/idr, Definite/Degussa, aristón/Vivadent. La citotoxicidad de las partículas y los fibroblastos cultivados fueron evaluados con la actividad de la

deshidrogenasa succínica y los resultados fueron expresados en porcentajes de controles negativos. Las partículas de los tres materiales de resina compuesta antes mencionados produjeron citotoxicidad pero con el tiempo fue reduciéndose. Las obturaciones en las que se aplicó la postpolimerización fueron menos tóxicas que las del polimerizado de tiempo indicado por el fabricante, de esta manera concluimos que los resultados fueron satisfactorios entre los tres materiales pero algunas partículas de las resinas compuestas producen autotoxicidad aún con la postpolimerización¹².

1.2 RESINAS COMPUESTAS

El término material compuesto puede definirse como un compuesto de dos o más materiales diferentes con propiedades superiores o intermedias a las de los constituyentes individuales. Ejemplos de materiales compuestos naturales son el esmalte y la dentina de los dientes. El esmalte está representado por la matriz inorgánica y la dentina es la matriz consistente de colágeno. En ambos “compuestos” la partícula de relleno consiste en cristales de hidroxiapatita. La diferencia en las propiedades de cada uno de los tejidos se asocia en parte a las diferencias en la proporción matriz-relleno.

El desarrollo de las resinas compuestas para restauraciones dentales se inició a finales de la década de 1950 y principios de la de 1960, cuando Bowen empezó los experimentos para reforzar las resinas epóxicas con partículas de relleno. La deficiencia de las resinas epóxicas, como su baja velocidad de polimerizado y tendencia a decolorarse, estimularon su trabajo, el que finalizó con el desarrollo de la molécula de bis-GMA, la cual cumple con muchos de los requisitos en la matriz para las resinas compuestas como menor contracción, mayor resistencia a la compresión y a la abrasión. Con estos logros, las resinas compuestas rápidamente reemplazaron a los cementos de silicato y a las resinas acrílicas para restauraciones estéticas de dientes anteriores.

Las resinas compuestas actuales contienen los siguientes componentes:

1.2.1 Matriz de resina

La mayor parte de los materiales compuestos usan monómeros que son diacrilatos aromáticos o alifáticos como bis-GMA, UDMA y dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA), estos son los dimetacrilatos más comúnmente usados en las resinas compuestas dentales.

Los monómeros de alto peso molecular, particularmente bis-GMA, son extremadamente viscosos a la temperatura ambiente. Es esencial el uso de monómeros diluyentes para alcanzar un elevado nivel de relleno y producir una pasta de consistencia clínicamente manejable. Los diluyentes pueden ser los monómeros de metacrilato, pero usualmente son monómeros de dimetacrilato como el TEGDMA. La reducción de la viscosidad es significativa cuando el TEGDMA es agregado al bis-GMA. Una combinación de 75% en peso de bis-GMA y 25% en peso de TEGDMA tiene una viscosidad de 4300 centi poises (cP), en tanto que la viscosidad de la combinación 50/50 es 200 g/gmol. Desgraciadamente, la adición de TEGDMA y otros dimetacrilatos aumentan la contracción de polimerización, factor que limita la cantidad de dimetacrilato de bajo peso molecular que puede usarse en las resinas compuestas. Los monómeros de dimetacrilato

permiten que ocurra enlace cruzado entre cadenas. Esto da como resultado una matriz más resistente a la degradación por solventes.

Aunque las propiedades mecánicas del bis-GMA son superiores a las de la resina acrílica, no se une a la estructura dental con más eficacia.

Por lo tanto, la contracción de polimerizado y el cambio dimensional térmico son consideraciones importantes incluso para resinas con relleno.

1.2.2 Partículas de relleno

La incorporación de partículas de relleno dentro de la matriz mejora significativamente las propiedades si las partículas de relleno se unen a ella.

De otra manera, las partículas de relleno pueden debilitar al material. Debido a la importancia de las partículas de relleno bien enlazadas, es obvio que el uso de un agente de acoplamiento sea extremadamente importante en el comportamiento de una resina compuesta.

Obviamente, como hay menos matriz orgánica en una resina compuesta, la contracción por polimerizado se reduce, en comparación con la resina sin relleno. Aunque la contracción varía de un producto a otro, está en el orden de 3% del volumen en 24 horas.

La sorción de agua y el coeficiente de expansión térmica son menores comparados con las resinas sin relleno. Las propiedades mecánicas, como resistencia a la compresión, resistencia elástica y el módulo de elasticidad aumentan, así como, también la resistencia a la abrasión. Todos estos cambios ocurren con aumento de la fracción de volumen del relleno inorgánico.

Las partículas de relleno comúnmente son producidas por trituración de cuarzo o vidrio en tamaños que oscilan entre 0.1 y 100 μm , el tamaño de la partícula las clasifica como: microrrelleno, híbridos o macro relleno.

1.2.3 Agentes de acoplamiento

Un agente de acoplamiento aplicado en forma adecuada puede impartir propiedades físicas y mecánicas mejoradas y proporcionar estabilidad hidrolítica para prevenir la penetración de agua a través de la interfase relleno-resina. Aunque se utilicen titanatos y circonatos como agentes de acoplamiento, son más frecuentes los silanos orgánicos, como el metacriloxipropiltrimetoxisilano. En estado hidrolizado, el silano contiene grupos silanol que se pueden enlazar con silanoles sobre superficies de relleno por la formación de un enlace de siloxano (Si-O-Si). Los grupos metacrilato del componente organosilano forman enlaces covalentes con la resina cuando ésta se polimeriza, por lo que se completa el proceso de acoplamiento.

1.2.4 Sistema activador-iniciador

Los materiales activados químicamente se presentan como dos pastas, una que contiene el iniciador, que es el peróxido de benzoílo, y la otra un activador que es una amina terciaria N, N-dimetil-p-toluidina, cuando estas dos pastas son espatuladas, la amina reacciona con el peróxido de benzoílo y forma radicales libres, y de esta manera se inicia el polimerizado.

Estos materiales se usan para restauraciones que no son fácilmente polimerizadas por una fuente de luz como los cementos duales.

1.2.5 Resinas fotoactivadas

Las resina compuestas dentales fotoactivados se proporcionan como una pasta simple contenida en jeringas y compules. La iniciación de los radicales libres consiste en la fotoiniciación de las moléculas activando la amina contenida en esta pasta. Cuando estos dos componentes han sido expuestos a la luz no interactúan. Sin embargo, la exposición a la luz en una correcta longitud de onda (unos 468 nm) produce un estado de excitación del fotoiniciador e interacción con la amina para formar radicales libres que inician la polimerización adicional.

Un fotoiniciador comúnmente empleado es la canforoquinona, que tiene límites de absorción entre 400 y 500 nm en la región azul del espectro visible de la luz. Este iniciador está presente en la pasta a niveles cercanos a 0.2% en

peso o menos. Hay muchos aceleradores de aminas apropiados para interactuar con la canforoquinona, como dimetilaminoetil metacrilato a 0.15% en peso, el cual está presente en la pasta.

1.2.6 Inhibidores

Para minimizar o evitar la polimerización espontánea de los monómeros, se agregan inhibidores a los sistemas de resinas. Estos inhibidores tienen fuerte potencial de reacción con los radicales libres. Si se ha formado un radical libre, como en una breve exposición a la luz cuando se ha dispersado el material, el inhibidor reacciona con el radical libre y así inhibe la propagación de la cadena terminando la capacidad del radical libre de iniciar el proceso de polimerización. Cuando todos los inhibidores se han consumido, ocurrirá propagación de la cadena. Un inhibidor típico es el hidroxitolueno butilano que se emplea en concentraciones de 0.01% por peso.

1.2.7 Modificadores ópticos

Para lograr la apariencia de diente, las resinas compuestas dentales deben tener coloración visual (matizado) y translucidez que puede simular la estructura del diente. El matizado se logra por la adición de diferentes

pigmentos como óxidos metálicos diferentes que se agregan en cantidades pequeñas. Para aumentar la opacidad, los fabricantes adicionan dióxido de titanio y óxido de aluminio en pequeñas cantidades (0.001 a 0.007% en peso) a las resinas compuestas porque estos óxidos son eficaces opacificadores. Todos los modificadores ópticos afectan la capacidad de transmisión de la luz de una resina compuesta, los matices oscuros y los opacificadores deben de ser colocados en capas delgadas para optimizar el polimerizado. Esta consideración es importante por que también puede afectar el polimerizado del agente de enlace cubierto con las capas de resina compuesta.

1.2.8 Técnica de grabado con ácido fosfórico

Se han utilizado numerosos ácidos para producir los microporos requeridos, pero universalmente se ha usado el ácido fosfórico en concentración de 37%. En la actualidad, el tiempo de aplicación del grabador es de 15 segundos, que es tiempo suficiente para alcanzar el enlace equivalente al que se produce durante el grabado por 60 segundos que se utilizaba años atrás, la ventaja del tiempo corto de grabado es que produce aceptable resistencia de enlace y conserva el esmalte por mayor tiempo. Una vez que se ha grabado el diente, se lava a chorro de agua y se seca parcialmente dejando la superficie húmeda.

1.2.9 Manipulación de los agentes de enlace de dentina

La mayor parte de los sistemas de adhesión a la dentina son abastecidos con un ácido que remueve la capa de barrillo dentinario y expone la red de colágena. La dentina es grabada durante 15 segundos y el ácido es posteriormente lavado con agua, el exceso de agua se remueve y se seca parcialmente la superficie sin desecar la masa de colágena. La base hidrofílica, en contraste con la hidrófoba, se infiltra en la red de colágena cuando se coloca en la superficie de la dentina. Para optimizar el enlace, la base se polimeriza eficientemente, además el acondicionador debe estar junto con una resina que produzca una red de polímeros de cadena cruzada que sea bien retenida por la red de colágena. La resina de enlace se coloca sobre la superficie acondicionada. La resina puede ser aplicada con un pincel para evitar la inhibición del oxígeno. El espesor de la resina de enlace debe ser de unos 50 μm para evitar la difusión del oxígeno del aire que se encuentra en la cubierta y se prevenga la inhibición del oxígeno del acondicionador y del adhesivo, durante el polimerizado, el acondicionador y el adhesivo son polimerizados con un mínimo de tiempo recomendado por el fabricante después se colocan las capas de resina compuesta y son polimerizadas.

Por lo anteriormente mencionado se cuenta con diferentes técnicas y sistemas para lograr adhesión a esmalte y dentina¹. la diferencia entre los dos sistemas de adhesión citados en este trabajo es hacer la técnica de grabado total con

ácido fosfórico al 37 % previo a la colocación del adhesivo como el utilizado en este trabajo Single Bond (dimetacrilatos, HEMA, bisGMA, ácido polialquenoico copolímero, fotoiniciador, etanol y agua)¹³, y la propuesta en el sistema etch & prime catalizador (tetra-metacriloxietilpirofosfato, 2-hidroxietilmetacrilato HEMA, iniciador y estabilizador) universal (2-hidroxietilmetacrilato, etanol, agua destilada y estabilizador) es de hacer el grabado en el mismo momento de colocar el adhesivo¹⁴.

1.3 ORMOCERA DEFINITE

Definite es la ormocera de Degusa Hüls y ormocera es la abreviatura de (cerámica modificada orgánicamente).

Recientemente, un nuevo material esta disponible para restauraciones dentales. El nombre del producto utilizado por Degussa Dental fue Definite. La aplicabilidad de los modificadores cerámicos orgánicos ha sido discutida desde 1990. El Dr. Herbert Wolters del Instituto de Fraunhofer para la investigación de silicatos, introdujo esta clase de material en 1994. La diferencia esencial entre Definite y las resinas compuestas disponibles es la matriz⁴. Durante los últimos 30 años se han mejorado continuamente los contenidos de relleno, pero la matriz fue modificada con la introducción de la ormocera Definite. El óxido de silicio sirve como sustancia básica para la ormocera. Está modificada orgánicamente por la adición, en la matriz por cadenas en forma de grupos metacrilato. A través de la adhesión de las moléculas de metacrilato al medio transportador, no serán largas y la disolución durante la polimerización incompleta. Esta sustancia es prepolimerizada en un proceso sol-gel así se forma polisiloxano. Por consiguiente, esta reacción química incrementa el peso molecular en valores entre 2,000 y 20,000 g/gmol. En comparación, el bis-GMA muestra un peso molecular de aproximadamente 500 g/gmol. Debido a la larga molécula

inicial la contracción por polimerización puede ser reducida considerablemente comparada con los compuestos híbridos convencionales. Además, Kunzelman demuestra que este nuevo material es de muy alta resistencia a la abrasión a diferencia de las resinas compuestas y los compomeros. En un estudio reciente, los valores obtuvieron los mismos niveles que los de la amalgama. Adicionalmente, un nuevo sistema de adhesión Etch & Prime 3.0 (Degussa Dental) fue introducido en el mercado y estudios de Clotten V. y colaboradores revelan los excelentes valores de adhesión. De acuerdo a los estudios de Fritzenschaft y Haller, debe repetirse la aplicación de Etch & Prime ya que los valores de adhesión pueden incrementarse de 17.2 MPa a 22.7 MPa. Del grupo de 82 obturaciones con Definite realizadas en este estudio clínico sólo se reportaron dos casos de sensibilidad postoperatoria¹⁵.

Definite es un material polimérico inorgánico-orgánico. Su característica es una red de siloxano que ha sido modificada de forma selectiva con la incorporación de grupos orgánicos.

Su fabricación se realiza mediante un proceso sol-gel. El punto de partida es, entre otros, un tipo especial de sustancias, los alquilsilanos con grupos polimerizables que debido a la larga molécula de polimerización le confiere considerablemente disminución en la contracción por polimerización comparada con las resinas compuestas. Gracias a la presencia de los

constituyentes inorgánicos de la red, se diferencian fundamentalmente de las moléculas de las matrices utilizadas hasta ahora en los compuestos dentales.

Tabla 1. Componentes de Definite

COMPONENTE	DEFINITE (PESO %)	Tamaño medio de la partícula (μm)
Vidrio de bario	68.1	1.0
Aerosiles	5.1	< 0.1
Apatita modificada	3.0	1.5
Pigmentos, iniciadores	0.8	n.a.
Matriz de ormocera	23.0	n.a.

La matriz de Definite contiene además dimetacrilatos como componentes secundarios para el ajuste fino de la manipulación y de las cualidades ópticas de la pasta. Estas moléculas forman una mezcla homogénea con las moléculas de polisiloxano funcionalizadas por el metacrilato. Esto queda asegurado mediante los parámetros del proceso sol-gel.

1.3.1 Propiedades físicas

Según la norma ISO 4049 –Materiales rellenos resina-base

Resistencia a la flexión	128 N/mm ²
Módulo de elasticidad	7300 N/mm ²
Absorción de agua	10.4 µg/mm ³
Solubilidad en agua	< 0.5 µm/mm ³
Opacidad a los rayos X	190 % Al
Profundidad del endurecimiento	< 4.5 mm
Resistencia a la compresión	400 N/mm ²
Dureza Vickers (5N)	80
Contracción por polimerización (método de adhesión de disco).	1.88 Vol %

1.3.2 Biocompatibilidad

En Definite se ha podido reducir considerablemente el contenido en dimetacrilatos, en comparación con los compuestos habituales, gracias a la utilización de polisiloxanos funcionalizados por metacrilatos, como componente principal de la matriz. Gracias a ello se pudo evitar, por ejemplo la utilización de TEGDMA, un dimetacrilato de cadena corta, relativamente soluble.

Tabla 2. Liberación de monómeros residuales en diferentes materiales de empaste después de 77 días de almacenamiento en H₂O, a 37°C.

MATERIAL	Suma de los monómeros residuales
Compuesto híbrido A	508 $\mu\text{m} / \text{cm}^2$
Compuesto híbrido B	115 $\mu\text{m} / \text{cm}^2$
DEFINITE	no se detecta ningún monómero residual

De los resultados se puede esperar que Definite tendrá un potencial de riesgo cito toxicológico reducido en comparación con el de los compuestos habituales.

1.3.3 Unión adhesiva con la dentina y el esmalte

La unión adhesiva de Definite con los tejidos dentales duros se establece a través del adhesivo Etch & Prime 3.0, la denominación de autodecapante indica la capacidad de un adhesivo para poder realizar simultáneamente, en un solo paso de trabajo, la disolución inducida por el ácido de los componentes minerales de los tejidos dentales y la penetración de los monómeros en la red de colágeno que ha quedado al descubierto. Los cuatro pasos de tratamiento habituales decapar, enjuagar, secar y aplicar adhesivo, se reduce a uno. Los adhesivos autodecapantes se desarrollaron inicialmente en Japón. A estos se les denomina sexta generación.

La combinación de las funciones de grabado ácido, acondicionado y adhesivo en el adhesivo Etch & Prime 3.0 se logra mediante la utilización simultánea de un monómero ácido (pirofosfato) y un monómero hidrófilo, 2-hidroxietilmetacrilato, (HEMA) en una mezcla agua/etanol. El componente ácido queda en gran parte neutralizado durante la disolución de la sustancia inorgánica (fosfato cálcico-apatita), de manera que los componentes inorgánicos disueltos, después de precipitar, se incorporan como materiales de carga en la capa de unión o híbrida. Los monómeros líquidos llenan las estructuras retentivas y, después del endurecimiento, forman una red que está anclada en estas estructuras micromecánicamente y / o en forma de una capa híbrida⁴.

1.4 AGENTES DE ENLACE DENTARIO

Los agentes de enlace al esmalte se han fabricado con una combinación de diferentes dimetacrilatos, como el bis-GMA y TEGDMA este último para disminuir la viscosidad. La dentina posee grandes obstáculos para la adhesión más que el esmalte, porque la dentina es un tejido vivo. Es heterogénea y consiste en 50% en volumen de material inorgánico (hidroxiapatita), 30% en volumen de material orgánico (principalmente colágena tipo I) y 20% en volumen de fluido.

Los túbulos y sus canales ramificados pueden ser usados para aumentar mecánicamente la retención debido a que la mayor parte de las resinas son hidrófobas los agentes de unión deben contener dos partes una hidrófoba que se una a la resina y otra parte hidrofílica que se una a la superficie de la dentina.

La capacidad de las resinas para infiltrarse en la masa de colágena puede ser más importante que su capacidad de formar enlaces químicos a la estructura del diente, la clave de la adhesión es encontrar monómeros hidrofílicos que puedan fácilmente infiltrar la masa de colágena produciendo el acondicionamiento dentinario con un ácido conocido como acondicionador, algunos de estos sistemas que muestran estas propiedades incluyen HEMA y ácido poliacrílico que simplifican el proceso de enlace a la dentina.

La mayor parte de los sistemas de adhesión a dentina son abastecidos con un ácido que remueve la capa de barrillo y expone la red de colágena, como el sistema de adhesión Single Bond (3M) que contiene una jeringa de ácido fosfórico en una concentración de 37%, un contenedor de adhesivo a base de dimetacrilatos, HEMA, bisGMA, ácido polialquénico copolimero, fotoiniciador, etanol y agua³.

Con el sistema de adhesión Etch & Prime 3.0 puede prescindirse del grabado con ácido fosfórico porque actúa al mismo tiempo como grabado ácido del esmalte y acondicionador para dentina, y adhesivo, la técnica de colocación es la aplicación de la mezcla de los dos contenedores, secado, fotopolimerizado durante 10 segundos, y colocar la obturación, este sistema de adhesión se presenta en dos contenedores catalizador y universal; el catalizador contiene tetra-metacriloxietilpirofosfato, 2-hidroxietilmetacrilato (HEMA), iniciador y estabilizador. El universal esta constituido por 2-hidroxietilmetacrilato, etanol, agua destilada y estabilizador¹⁴.

Capítulo 2

DISEÑO EXPERIMENTAL

2.1 Planteamiento del problema

En la práctica Odontológica se da el caso en que el cirujano dentista posee un sistema de adhesión de una marca específica y resinas de otra marca, si los utiliza indistintamente en el paciente sin tener conocimiento de compatibilidad entre estas sustancias y si estos materiales contienen diferente matriz orgánica como bisGMA, polisiloxano y sobre todo diferencia en el porcentaje de moléculas diacrílicas, y tomando en consideración que los adhesivos dentarios se basan en la unión de moléculas diacrílicas para su adhesión a esmalte y dentina los resultados de adhesión podrían verse afectados así como la calidad de las restauraciones realizadas.

2.2 Justificación

En este estudio se pretende saber cómo funcionan dos sistemas de adhesión, uno con uso de grabado ácido previo al sistema adhesivo Single Bond y otro donde el proceso de grabado se lleva a cabo al mismo tiempo que al colocar el sistema adhesivo, como en el sistema de un sólo paso Etch & Prime. Existen en el mercado odontológico materiales de obturación a base de resinas y más recientemente con grupos funcionales diferentes como en la ormocera Definite, también existen sistemas de adhesión para usarse con estos productos, con diferentes maneras de grabado ácido pero no existen datos sobre valores de adhesión con estas técnicas y las resinas mencionadas.

2.3 Hipótesis de trabajo

La unión entre Definite (matriz orgánica polisiloxano) y el sistema de adhesión Single Bond (matriz orgánica HEMA, bisGMA) será menor que la unión entre la resina Z 250 (matriz orgánica bisGMA) y el sistema de adhesión Single Bond (matriz orgánica HEMA, bisGMA).

2.4 Hipótesis nula

La unión entre la ormocera Definite (matriz orgánica polisiloxano) y el sistema de adhesión Single Bond (matriz orgánica HEMA, bisGMA) será mayor que la unión entre la resina Z 250 (matriz orgánica bisGMA) y el sistema de adhesión Single Bond (matriz orgánica HEMA, bisGMA).

2.5 Hipótesis alterna

La unión entre la ormocera Definite (matriz orgánica polisiloxano) y el sistema de adhesión Single Bond (matriz orgánica HEMA, bisGMA) será igual que la unión entre la resina Z 250 (matriz orgánica bisGMA) y el sistema de adhesión Single Bond (matriz orgánica HEMA, bisGMA).

2.6 Objetivo general

Determinar la fuerza de unión a esmalte y dentina de dos sistemas de resina al intercambiar sus respectivos sistemas de adhesión.

2.7 Objetivos específicos

- Determinar la fuerza de adhesión a esmalte y dentina entre el adhesivo Etch&Prime y la resina Z250.
- Determinar el valor de adhesión entre el adhesivo Single Bond y la ormocera Definite.
- Determinar la fuerza de adhesión a esmalte y dentina entre el adhesivo Single Bond y la resina Z250.
- Determinar el valor de adhesión entre el adhesivo Etch & Prime y la ormocera Definite.

2.8 Tipo de estudio

El estudio que se realizó fue transversal, observacional y comparativo.

Capítulo 3

METODOLOGÍA

3.1 Material y Equipo

- 40 dientes humanos.
- Acrílico autopolimerizable Nic tone Manufacturera Dental Continental Guadalajara Jalisco, México.
- Moldes de acero inoxidable para montar muestras.
- Vaselina.
- Espátula de cementos TBS Inox.
- Losetas de vidrio.
- Papel abrasivo de los números 120, 320 y 600, Fandelli.
- Agua bidestilada.
- Plastilina.
- Hacedores de teflón.
- Pulidor metalográfico modelo Buehler LTD St. Evanston Illinois, U.S.A.
- Lámpara de fotopolimerización Visilux 2 modelo 5520, de 3M dental, St. Paul, U.S.A.
- Radiómetro de intensidad de curado Demetrón. Modelo 100. Danbury, U.S.A.

- Radiómetro de intensidad de calor Demetrón. Modelo 200 Danbury, U.S.A.
- Cronómetro Cole Parmer. U.S.A.
- Ambientador. México.
- Máquina Universal de Pruebas INSTRON modelo 1137.
- Modular Hamco. Chicago, U.S.A.
- Aditamentos para carga. Chicago Illinois, U.S.A.
- Vernier digital Max-Cal Fowler & NSK.
- Espátula de teflón para manipular resinas.
- Adhesivo Single Bond de 3M dental St. Paul, U.S.A.
- Sistema de adhesión Etch & Prime Universal y Catalizador de Degussa Dental Germany.
- 1 Jeringa de resina compuesta Filtek Z 250, de 3M dental color C4 No. De Lote 9AE St. Paul, U.S.A.
- 10 Da Tips de Ormocera Dental Definite de Degussa Dental Color A3.5 Alemania.

3.2 Criterios de inclusión

- Dientes “molares” superiores e inferiores
- Dientes “molares” con esmalte sano libre de caries
- Dientes “molares” con dentina sana libre de caries
- Resina Z 250
- Resina Definite
- Sistema de adhesión Single Bond.
- Sistema de adhesión Etch & Prime.

3.3 Criterios de exclusión

- Dientes incisivos centrales, laterales, caninos, y premolares.
- Dientes con caries en esmalte.
- Dientes con caries en dentina.
- Todas las resinas no incluidas en los criterios de inclusión.
- Todos los sistemas de adhesión no incluidos en el criterio de inclusión.

3.4 Variables dependientes

- Tiempo de polimerización de resinas y adhesivos
- Alterar la temperatura 37°C de los especímenes en el ambientador
- Condiciones generales de la lámpara
- Velocidad de carga de la maquina universal Instron
- El espesor del esmalte y la profundidad de la dentina

3.5 Variables Independientes

- Composición de la resina Z 250
- Composición de Definite
- Composición del adhesivo Single Bond
- Composición del sistema de adhesión Etch & Prime
- Composición del ácido grabador

3.6 Muestreo

Se emplearon 40 molares divididos en 4 grupos de 10 molares cada uno, utilizándolos primero en esmalte y después en dentina para realizar el montado de las resinas Z 250 y Definite.

Tabla 3. Sustrato: esmalte

GRUPOS

<p>GRUPO 1 Etch & Prime / Z 250</p>	<p>GRUPO 2 Single Bond / Z 250</p>
<p>GRUPO 3 Single Bond / Definite</p>	<p>GRUPO 4 Etch & Prime / Definite</p>

Grupo 1. Resina compuesta Z 250 con el sistema de adhesión Etch & Prime.

Grupo 2. Resina compuesta Z 250 con el sistema de adhesión Single Bond.

Grupo 3. Definite con el sistema de adhesión Single Bond.

Grupo 4. Definite con el sistema de adhesión Etch & Prime.

Tabla 4. Sustrato: dentina

GRUPOS

GRUPO 5 Etch & Prime / Z 250	GRUPO 6 Single Bond / Z 250
GRUPO 7 Single Bond / Definite	GRUPO 8 Etch & Prime / Definite

Grupo 5. Resina compuesta Filtek Z 250 con el sistema de adhesión Etch & Prime.

Grupo 6. Resina compuesta Filtek Z 250 con el sistema de adhesión Single Bond.

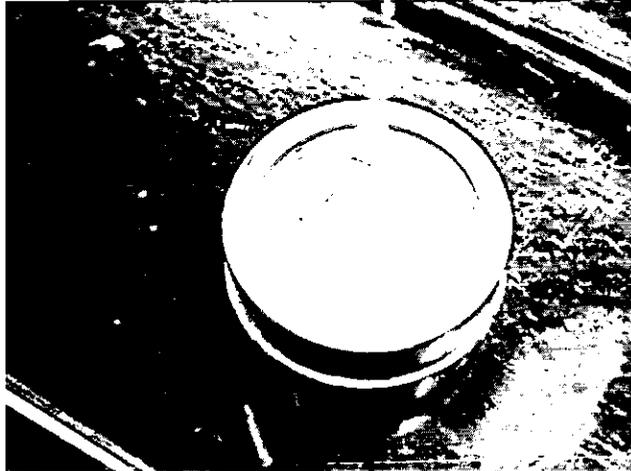
Grupo 7. Definite con el sistema de adhesión Single Bond.

Grupo 8. Definite con el sistema de adhesión Etch & Prime.

3.6 Método

Se realizó el montaje de 40 molares con resina acrílica en moldes cilíndricos de aluminio con 2.5 cm de diámetro por 1.3 cm de espesor.

Imagen 1.



Después se descubrió la superficie de esmalte con 3 papeles abrasivos; primero con el número 120, después con el número 320 y por último con el papel abrasivo número 600.

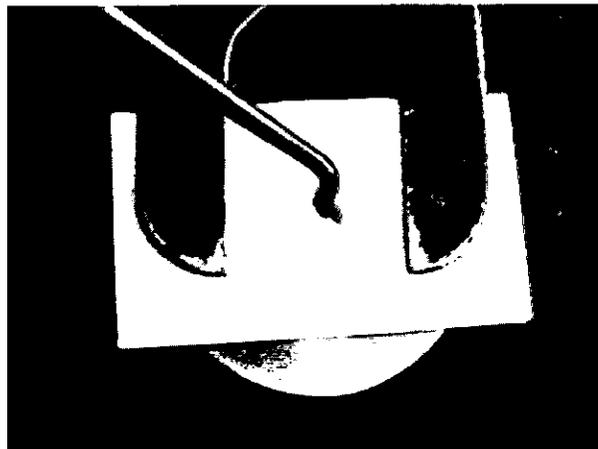
Imagen 2.



Se hicieron 4 grupos de 10 molares cada uno, utilizando primero esmalte y después el sustrato dentinario para el montado de resina Z 250 y Definite.

El siguiente paso, fue la aplicación del sistema de adhesión Etch & Prime para los grupos 1 y 4, mientras que en los grupos 2 y 3 se aplicó el adhesivo Single Bond, una vez colocados los adhesivos se montó la resina descrita en cada grupo. La aplicación del sistema de adhesión Etch & Prime fue para los grupos 5 y 8, y en los grupos 6 y 7 se aplicó el adhesivo Single Bond, una vez colocado el adhesivo se montó la resina de cada uno de los grupos.

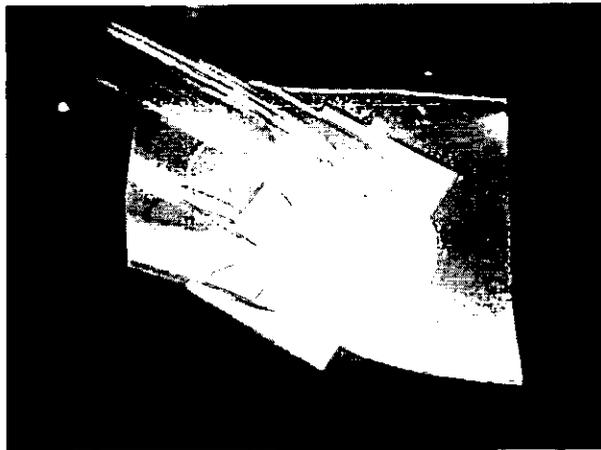
Imagen 3.



Para la manipulación de las resinas y sistemas de adhesión de todos los grupos se siguieron las instrucciones de los fabricantes.

En el procedimiento del montado de resina en los 4 grupos se empleó un hacedor de muestras de teflón con un orificio en su parte media de 3.5 mm de diámetro por 2.5 mm de espesor para colocar las resinas Z 250 y Definite en el orificio, y finalmente fotopolimerizar las resinas, dicho hacedor fue colocado primero sobre la superficie de esmalte y después en dentina.

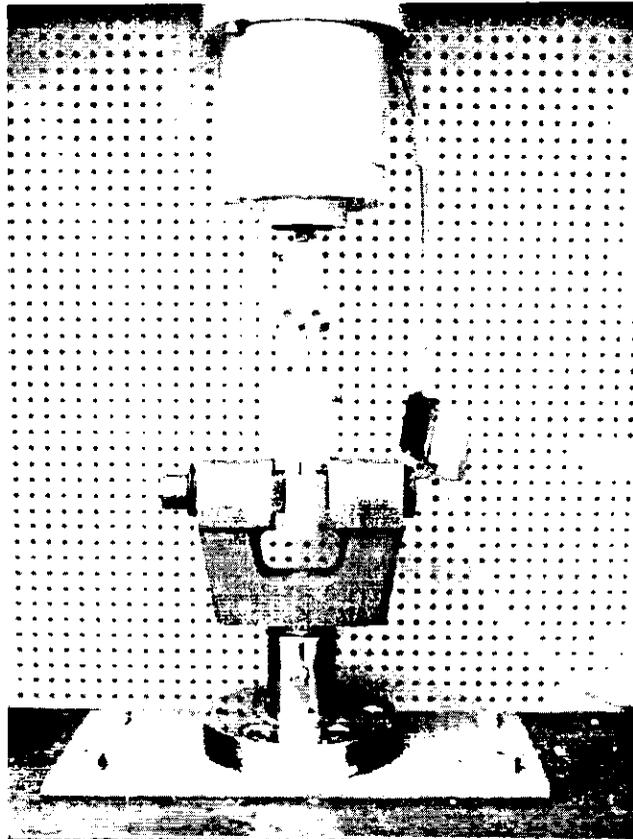
Imagen 4.



Las muestras se almacenaron a una temperatura de 37°C durante 24hrs en humedad absoluta del 100%.

Pasado ese tiempo, cada una de las muestras se sometió a carga tangencial en la máquina de pruebas Universal Instron.

Imagen 5.



Posteriormente se procedió a la recopilación y procesamiento de datos.

En este estudio el análisis estadístico que se utilizó fue Anova de un factor y comparación de grupos de Tukey.

Capítulo 4

RESULTADOS

4.1 RESISTENCIA DE ADHESION A ESMALTE

Tabla 5.

GRUPOS	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4
NO. DE MUESTRA	ETCH-Z 250	ETCH-DEF	SING-Z 250	SING-DEF
	MPa	MPa	MPa	MPa
1	20.65	4.69	19.25	9.92
2	10.36	6.55	26.61	7.73
3	12.45	11.03	9.75	13.29
4	8.98	7.72	19.37	9.35
5	5.60	9.61	21.50	10.79
6	3.32	9.86	9.71	10.50
7	4.73	14.09	3.93	14.65
8	7.28	13.98	19.96	10.69
9	6.62	9.91	4.73	8.02
10	8.39	12.10	10.59	11.27
Media	8.838	9.954	14.540	10.621

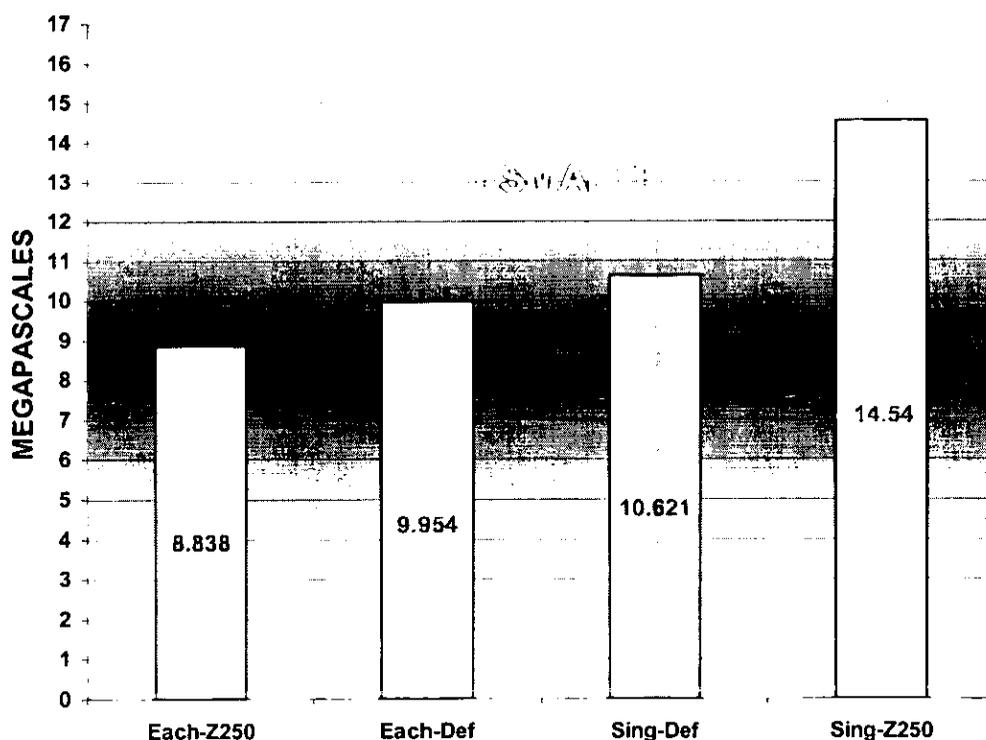
4.2 Análisis estadístico de esmalte

Grupo	Media	Desviación Estándar	Coefficiente de variación	Valor Mayor	Valor Menor
1. Etch-Z250	8.838	4.947	1.564	20.65	3.32
2. Etch-Def	9.954	3.046	0.963	14.09	4.69
3. Sing-Z250	14.540	7.744	2.449	26.61	3.93
4. Sing-Def	10.621	2.136	0.675	14.65	7.73

La diferencia en la media de los cuatro grupos evaluados en la capa de esmalte no es estadísticamente significativa $P = 0.075$ (diferencia significativa P será menor a 0.050)

Este análisis estadístico no arrojó la prueba de Tukey por la ausencia de una diferencia significativa estadísticamente entre cuatro grupos.

4.3 Gráfica



4.4 RESISTENCIA DE ADHESIÓN A DENTINA

Tabla 6.

GRUPOS	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4
NO. DE MUESTRA	ETCH-Z250	ETCH-DEF	SING-Z250	SING-DEF
	MPA	MPA	MPA	MPA
1	2.03	11.32	31.38	10.57
2	11.38	4.82	20.77	7.95
3	13.84	6.09	33.26	0.48
4	14.02	4.46	14.33	14.81
5	10.57	2.86	7.13	3.48
6	3.53	8.72	8.76	6.94
7	12.87	0	12.16	1.33
8	12.12	11.35	14.19	4.72
9	6.52	11.66	11.91	4.13
10	9.31	4.73	6.32	14.46
Media	9.619	6.601	16.021	6.887

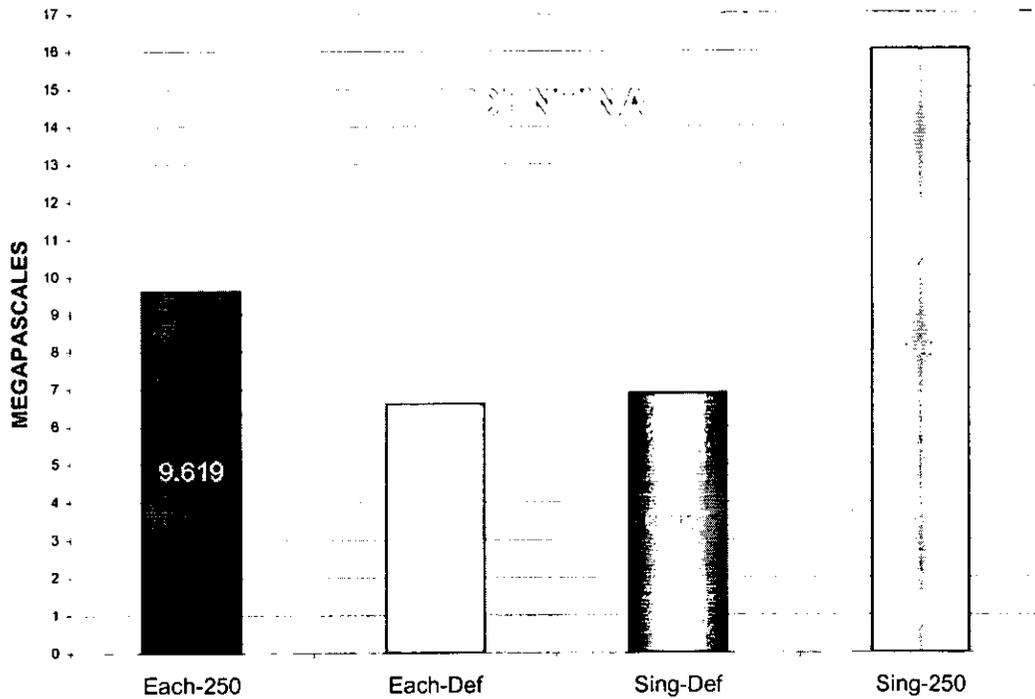
4.5 Análisis estadístico de dentina

Grupos	Media	Desviación estándar	Coefficiente de variación	Valor Mayor	Valor Menor
1. Etch-Z250	9.619	4.248	1.343	14.02	2.03
2. Etch-Def	6.601	4.000	1.265	11.66	2.86
3. Sing-Z250	16.021	9.543	3.018	33.26	6.32
4. Sing-Def	6.887	5.062	1.601	14.81	0.48

Las diferencias en los valores obtenidos de los grupos evaluados para el sustrato dentinario muestra que existe una diferencia estadísticamente significativa. ($P = 0.005$) entre el grupo Single Bond-Z250 y Etch & Prime-Definite $P = 0.809$ (la diferencia significativa será mayor a 0.05).

También se encontró una diferencia estadísticamente significativa entre los dos grupos Single Bond-Z250 y Single Bond-Definite $P = 0.809$. En el resto de los grupos no se encontraron diferencias estadísticamente significativas.

4.6 Gráfica



DISCUSIÓN

Desde su aparición, las resinas compuestas han mostrado un avance evidente. En la bibliografía de estos materiales, existe un constante aporte de información científica que muestra la integración de nuevos estudios por parte de los investigadores quienes han buscado constantemente mejorar las características de las resinas compuestas ya que este material de obturación es actualmente demandado por los pacientes y se hace imprescindible revisar el funcionamiento de nuevos compuestos que están en el mercado como la ormocera Definite.

Hasta ahora, nadie había modificado la matriz de las resinas compuestas, fue Degussa Dental que en un material de obturación llamado ormocera agrega polisiloxano en lugar del tradicional bis-GMA, anexando para su colocación en el tejido dentario Etch&Prime, un sistema de adhesión de sexta generación que incluye el ácido grabador en el adhesivo; este hecho quedaría como una interrogante en la resistencia a la adhesión entre estos materiales, y la adhesión de los mismos con otro tipo de compuestos como la resina compuesta Z 250 y el adhesivo Single Bond, así quedaría en juicio la efectividad clínica de estos materiales.

En esta investigación se evaluó el comportamiento de adhesión en este nuevo material, comparándolo con el adhesivo Singlebond y la resina Z 250, estos materiales son de gran aceptación entre la comunidad odontológica debido a su buen comportamiento clínico.

De acuerdo al manejo de los sistemas usados se pudo comprobar lo mencionado por Gerard Kugel y colaboradores⁵ en su estudio sobre la unión de los adhesivos de la primera a la sexta generación, donde concluye que la ventaja más significativa entre los de quinta y sexta generación es la disminución en el número de pasos; por lo tanto, del tiempo y facilidad del uso en la dentina, también se pudo comprobar lo mencionado en este estudio, ya que los valores de adhesión son menores tanto a esmalte y dentina, los de la sexta generación 9.9 MPa y 6.6 MPa respectivamente.

Valores superiores a los obtenidos en dentina de los grupos polisiloxano en esta investigación se reportan en la información del producto Admira (VOCO Research & Development 1999) donde R. Frankenberger obtuvo 13 MPa¹⁶ en dentina, pero en base a pruebas de extrusión cónica de dentina, donde la baja contracción reportada anteriormente del producto Definite puede ser la que permitió que con esta técnica de valoración se dieran valores superiores. De la misma manera que J. Gole y colaboradores⁶ en el 2001 reportaron valores

menores en agentes de unión de sexta generación en comparación con los de quinta generación en dentina con 4.5 y 9.8 MPa respectivamente, en este trabajo se obtuvo el mismo comportamiento con 6.6 y 16.0 MPa respectivamente; aunque en relación con la información técnica de Definite Degusa Hüls en 1998 donde Tagami y colaboradores⁴ reportan valores de 15.2 MPa en esmalte y 11.8 MPa en dentina con Etch & Prime 3.0 y Definite. Los valores de esta investigación son menores, pero en el estudio de Tagami se realizó un grabado con ácido fosfórico previo a la colocación del Etch & Prime 3.0. En los distintos reportes clínicos que existen de estos productos a base de polisiloxano, se haya su buen comportamiento clínico en base a la baja contracción de polimerización, el uso de adhesivos es necesario en todos los casos de uso, estos reportes mencionan que son comparables a los de los modernos sistemas de resina compuesta como Z 250, de acuerdo a los valores obtenidos en este trabajo si Definite se maneja con un adhesivo de quinta generación como Single Bond, al ser los valores de adhesión mayores con Definite a esmalte con 10.6 MPa se puede presumir mejor comportamiento clínico, aunque a dentina el valor del mismo grupo fue de 6.8 MPa éste no fue significativamente diferente al de sexta generación Definite 6.6 MPa.

Con respecto a la hipótesis de esta investigación se pudo comprobar que la afinidad de las moléculas constitutivas de los adhesivos y resinas se puede

relacionar con los valores mayores que se obtuvieron con moléculas de la misma familia, HEMA-bisGMA, o sea Single Bond, Z 250 con 14.5 y 16.0 MPa en esmalte y dentina respectivamente, valores que son reportados por varios autores como Barceló y colaboradores¹⁷, en su estudio de valoración de adhesivos de un solo paso, aunque menores a los mencionados en el reporte técnico de 3M con Z 250 y Single Bond con 26 y 23 MPa a dentina y esmalte respectivamente¹³, y valores con Etch & Prime 3.0 en esmalte fueron mayores con Definite, aunque en dentina el valor mayor fue con el de base bisGMA y Etch & Prime 3.0 con 9.6 MPa en comparación con la Ormocera y Etch & Prime 3.0 que fue de 6.6 MPa.

CONCLUSIONES

- El presente estudio indica que la unión de la resina Z 250 (matriz orgánica bisGMA) con el adhesivo Single Bond (matriz orgánica HEMA-bisGMA) mostró los valores más altos de adhesión en los dos sustratos dentarios, pero en la dentina los valores fueron superiores a los del esmalte debido a la afinidad que sugiere el fabricante del sistema de adhesión Single Bond hacia la humedad de los túbulos dentinarios.
- En contraparte, el grupo que obtuvo los valores más bajos en resistencia a la adhesión en esmalte fue Etch & Prime (matriz orgánica tetra-metacriloxietilpirofosfato, 2-hidroxietilmetacrilato, HEMA) con la resina Z 250 (matriz orgánica bisGMA) y en dentina el grupo con el valor más bajo fue Etch & Prime (matriz orgánica tetra-metacriloxietilpirofosfato, 2-hidroxietilmetacrilato, HEMA) con la ormocera Definite (matriz orgánica polisiloxano).
- La utilización del sistema de adhesión Etch & Prime 3.0 permite simultáneamente y ahorrando tiempo, el grabado de esmalte y dentina

disminuyendo el número de pasos en la aplicación de estos materiales, pero con bajos resultados.

- El intercambio de los sistemas de adhesión Etch & Prime, Single Bond disminuyó la fuerza de adhesión de las resinas Z 250 y Definite, por lo tanto el intercambio de sistemas de adhesión para la aplicación de la resina compuesta Z 250 y Definite no se recomienda.

Referencias Bibliográficas.

1. Rueggerberg F. **Substrate for adhesión testing to tooth structure- Review of the literature.** Dent Mater 1991;7:2-10.
2. Söderholm K. **Correlación of *in vivo* and *in vitro* performance of adhesive restorative materials:A report of the ASN MD 156 Task Group on Test Metods for the Adhesión of restorative materials.** Dent Mater 1991;7:74-83.
3. Kenneth J., Anusavice, D.M.D., Ph.D. **Ciencia de los Materiales Dentales**, editorial Mc Graw-Hill Interamericana, décima edición 2000.
4. **Documentación técnica**, Ormocera Definite, Degussa Hüls, 1998.
5. Kugel G. Ferrari M. **The science of bonding: from first to sixth**
6. Gole J. Neme A. Yaman P. Wagner W. Pink F. **Comparison of 5th and 6th Generation Dentin Bonding Agents.** J Dent Res 2001;80:232.
7. Wolter H. Storch W. Ott H. **New inorganic/organic copolymers (Ormocers) for dental applications.** Mat. Res. Soc. 1994;346:143-149.
8. Kastali S. Paphthnasiou A. Perry R. Kugel G. **Clinical evaluation of a new hybrid composite.** J. Dent. Res. 2000;79:185.
9. Frankenberger R. Lormer K. Lohbauer U. Kramer N. **Adhesive performance of recent Ormocers and compomers.** J. Dent. Res. 2000;79:197.

10. Rosin M. **Assesment of a new tooth-coloured filling material Degussa Ormocer for use in cavity classes I-V.** January 1998.
11. Soler I. Ellacuria J. Minguez N. Prado J. Triana R. **Effects of aging time on microhardness of several composites.**
Dent. Res 2000; 79: 443.
12. Bouillaguet S. Shaw L. Gonzalez L. Wataha J. Krejci I. **Citotoxicity of eluates from three new resin composite materials.** J. Den Res. 2000;79:192.
13. **Documentación técnica de Singlebond.** Sistemas adhesivos dentales 3M.
14. Degussa-Hüls AG División dental. **Dos en un paso para tres Etch & Prime 3.0.**
15. Schäfers F. **Definite- a Clinical Report.** ZMK 1998:7-8.
generation. JADA 2000;131:20-25.
16. VOCO Research & Development Admira. **The world's first ormocer-based filling system light-curing filling material and dentine/enamel bond. Scientific Product Information.**
17. Barceló F. Guerrero J. Barrón B. **Estudio comparativo de seis sistemas de un paso para adhesión a esmalte y dentina.** *Práctica Odontológica.* 2000 21(10):11-14.