

**UNIVERSIDAD DE CHILE.
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA.
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA.
ÁREA DE BIOMATERIALES ODONTOLÓGICOS.**

**COMPARACIÓN “*In Vitro*” DEL GRADO DE RESISTENCIA
ADHESIVA DE LOS SISTEMAS ADHESIVOS SINGLE BOND Y
ADPER SINGLE BOND 2.**

PEDRO ULISES SAAVEDRA BARRENA.

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
REQUISITO PARA OPTAR AL TITULO DE
CIRUJANO-DENTISTA.**

**TUTOR PRINCIPAL
Prof. Dr. Marcelo Bader M.**

**TUTOR ASOCIADO
Prof. Dr. Manuel Ehrmantraut N.**

**Santiago-Chile
2006**

**UNIVERSIDAD DE CHILE.
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA.
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA.
ÁREA DE BIOMATERIALES ODONTOLÓGICOS.**

**COMPARACIÓN “*In Vitro*” DEL GRADO DE RESISTENCIA
ADHESIVA DE LOS SISTEMAS ADHESIVOS SINGLE BOND Y
ADPER SINGLE BOND 2.**

PEDRO ULISES SAAVEDRA BARRENA.

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
REQUISITO PARA OPTAR AL TITULO DE
CIRUJANO-DENTISTA.**

**TUTOR PRINCIPAL
Prof. Dr. Marcelo Bader M.**

**TUTOR ASOCIADO
Prof. Dr. Manuel Ehrmantraut N.**

**Santiago-Chile
2006**

Ha concluido una etapa del camino que decidí recorrer, en estos años he aprendido muchas cosas que me servirán en el desarrollo de la vida profesional, sin embargo, hay muchas expectativas más por cumplir y el verdadero desafío empieza ahora, también he comprendido que solo las personas que te aman te acompañan en los momentos buenos y malos de formas distintas, pero no menos importantes, a todos ellos les dedico este logro y espero que sigamos unidos como hasta hoy.

La vida es bella pese a las dificultades que nos ha tocado sobrellevar, espero que los sueños trazados se cumplan y las expectativas forjadas se realicen en el transcurso de un tiempo cercano, son los deseos que tengo para el futuro y para aquellos que amo.

A mi familia por la paciencia y todo lo que me han dado incondicionalmente

Gracias

Agradecimientos.

A la Profesora Maria Inés Carracedo encargada del Departamento de Mecánica de la Universidad Tecnológica Metropolitana ya que sin su amplia disposición y amabilidad no hubiese podido realizar este trabajo.

Al Profesor Alejandro Fuentes encargado de la manipulación de la máquina Instrom de Ensayos Universales ubicada en el Laboratorio de Envases PROTEN perteneciente a la Vicerrectoría de Transferencia Tecnológica de La Universidad Tecnológica Metropolitana, ya que sin su amplia colaboración, amabilidad y disposición no hubiese podido terminar este trabajo y en especial por su apoyo en los momentos complejos en que se realizo este trabajo.

Al Profesor Doctor Marcelo Bader M., ya que sin su colaboración, disposición y amabilidad no hubiese podido realizar este trabajo y en especial por su apoyo en los momentos difíciles que se presentaron en la realización del mismo.

A mi querida Madre Mónica por su constante entrega, comprensión y apoyo incondicionales, ya que sin sus palabras de ánimo en los momentos difíciles se me habría hecho difícil llegar a esta instancia y estar cerca de realizar mi sueño.

A mi querido Padre Pedro por su apoyo y ayuda en los momentos difíciles, incondicionalmente sin hacer preguntas pese a mis constantes cambios de ánimo y mal humor, gracias por todo.

A mí querida hermana Bárbara por su apoyo y comprensión incondicional en los momentos más difíciles por los que pasamos mientras duro mi paso por la universidad, simplemente sin ti no hubiese sido posible, gracias por todo.

A mi estimado cuñado por su comprensión y apoyo, gracias por tu simpleza y disposición y por tu apoyo en los momentos difíciles a mis padres.

A mis abuelitas Yolanda y Ángela por el apoyo en estos años de universidad, a la que ya no esta con nosotros y en especial a la que continua a nuestro lado.

A mí amigo y compañero de universidad Rodrigo Segovia, en estos años que han transcurrido he aprendido a quererte casi como un hermano y espero que sigamos tan unidos como hasta ahora, gracias por tu apoyo y colaboración en los momentos difíciles, sabes que para mi es difícil pedir ayuda pero tu supiste estar allí cuando más te necesite.

A Eduardo y la Sole por su paciencia, comprensión y consejos.

A todos los que compartí mis años de Universidad, especialmente a mis compañeros de Bachillerato en donde pase los mejores momentos de este camino, Alberto Ortiz y Andrea, Carlos Valdez, Rodrigo Somosa, Rodrigo Segovia y Nicolás Villagra.

A Guillermo San Martín, pese a que ya no estamos tan cercanos, siempre te considerare mi amigo y espero que yo lo sea para ti, gracias por escucharme y confiar en mí.

Índice.

Introducción.....	9
Marco Teórico.....	15
Clasificación de los Biomateriales Dentales.....	16
Resinas Compuestas.....	21
Composición de las Resinas Compuestas.....	22
Clasificación de las Resinas Compuestas.....	27
Propiedades Físicas y mecánicas de las Resinas compuestas.....	31
Propiedades Ideales de las Resinas Compuestas.....	35
Generalidades sobre Adhesión.....	36
Factores y principios que intervienen en la adhesión.....	39
Requisitos a considerar para obtener una buena Adhesión.....	41
Adhesión a tejidos dentarios.....	42
Adhesión a Esmalte.....	42
Adhesión a dentina.....	47
Estrategias para obtener adhesión a Dentina.....	50
Unión con grabado ácido total.....	51
Primer de Autograbado.....	53

Adhesivo de Vidrio Ionómero.....	54
Clasificación de los adhesivos dentinarios.....	55
Sistemas adhesivos Utilizados.....	61
Single Bond.....	61
Adper Single Bond 2.....	63
Hipótesis.....	65
Objetivo general.....	65
Objetivos específicos.....	65
Material y método.....	66
Resultados.....	73
Análisis de los resultados.....	75
Discusión.....	77
Conclusiones.....	80
Resumen.....	81
Bibliografía.....	83

Introducción.

El ser humano se ve afectado en el transcurso de su vida por una gran variedad de enfermedades de diferente etiología, las cuales pueden ser de carácter bacteriano, viral, genética, etc. La odontología es una ciencia biomédica que se preocupa por todas aquellas enfermedades que afectan al sistema estomatognático, él que está compuesto por un conjunto de órganos y estructuras, dentro de las cuales se encuentran las piezas dentarias, que al igual que todo el conjunto se pueden ver afectadas por diferentes enfermedades, dentro de las cuales las que con mayor frecuencia nos podemos encontrar son la caries dental y la enfermedad periodontal ⁽¹⁾. La caries dental en Chile posee una prevalencia que alcanza el 98% de la población por lo que constituye un gran problema de salud pública ⁽²⁾.

La caries dental es definida como una enfermedad infecciosa, contagiosa, multifactorial, polimicrobiana, localizada y de tipo crónica que afecta los tejidos duros del diente ^(2,3). Fue Paul Keyes, en 1960, quien propuso que para el desarrollo de esta enfermedad confluyen varios factores, determinando una triada ⁽³⁾, la cual está compuesta básicamente por:

1. Hospedero Susceptible: Considerando en este contexto no solo la anatomía de la pieza dentaria, sino también la forma de las arcadas, la cantidad y composición de la saliva y las características genéticas de cada individuo.

2. Sustrato Cariogénico: Se refiere fundamentalmente a que la caries es una enfermedad infecciosa determinada por la dieta, la cual puede ser más o menos cariogénica según la cantidad, composición y características en cuanto a adhesividad, solubilidad y tamaño de las partículas de Hidratos de Carbono disponibles en ella, así como también de su consistencia.

3. Factor Microbiano: Relacionado con la microflora bucal que coloniza la superficie dentaria y que recibe el nombre de Placa Bacteriana, definida por la OMS como "Una entidad bacteriana proliferante, enzimáticamente activa, que se adhiere fundamentalmente a la superficie dentaria y que por su actividad bioquímica metabólica, ha sido propuesta como el agente etiológico principal en el desarrollo de caries y periodonciopatías". Destacan en la placa bacteriana una gran cantidad de streptococos, lactobacilos así como también actinomyces⁽⁴⁾.

En la actualidad, a los factores propuestos por Keyes se les ha agregado el tiempo, debido a que es la mantención de las condiciones favorables para el desarrollo de la caries y el transcurso del tiempo lo que determina la instalación de la patología. Esta afecta en un principio a las estructuras duras del diente, tanto esmalte como dentina, rompiendo el equilibrio desmineralización-remineralización, siendo en un comienzo un proceso asintomático y reversible, pero cuando progresa en profundidad dañando la estructura de los tejidos, se hace irreversible lo que a su vez posteriormente puede comprometer el tejido pulpar produciendo sintomatología dolorosa. Una vez

dañada la integridad de la pieza dentaria puede comprometerse la mantención de ella en boca. El cuadro clínico en sus primeras etapas puede ser prevenido y/o revertido con medidas simples como el uso de colutorios, geles y barnices con fluor, abastecimiento de agua fluorada a la población y control de la dieta, entre otras, pero cuando la lesión clínica ya se manifiesta con una evidente pérdida de estructura del tejido dentario (esmalte o esmalte y dentina), se debe proceder a la remoción del tejido dañado por medio de elementos cortantes y su posterior reemplazo por materiales que se asemejen a las características del tejido eliminado de esta manera.

Es por esto que desde sus orígenes la Odontología Restauradora se ha preocupado por reestablecer la forma y función de las piezas dentarias afectadas por caries dental u otras patologías que provoquen pérdida de integridad de ellas ⁽¹⁾, para lo cual posee una multiplicidad de tratamientos dependiendo del avance que presente esta patología. Es por ello que cuando este proceso se trata en forma tardía se deben usar materiales que reemplacen el tejido afectado, es así como surgieron los biomateriales dentales, que pretenden reemplazar las superficies dentarias afectadas, manteniendo sus características, sin embargo, para ello deben cumplir una serie de requisitos tanto mecánicos, físicos, biológicos, estéticos, etc.

Dentro de estos biomateriales dentales podemos encontrar una multiplicidad de productos tanto de aplicación directa o indirecta en la superficie dañada, como por ejemplo: la amalgama dental, los compómeros, el cemento de vidrio ionómero,

incrustaciones, coronas, resinas compuestas, etc., pero dentro de todos estos materiales los que han tenido un gran auge en las últimas décadas son las Resinas Compuestas, dado que al no requerir la confección de cavidades de dimensiones y formas establecidas para mantener características mecánicas, evitan el concepto de extensión por prevención con lo que se logra una mínima invasión de las estructuras dentales, dado que su proceso de unión a la estructura dentaria lo realizan a través de un sistema adhesivo, que se encuentra compuesto por un acondicionador y un agente de enlace (adhesivo), previo a la realización de una técnica de preparación de la estructura dentaria conocida como grabado ácido. También ha influido en su desarrollo, el requerimiento de parte de los pacientes, de tratamientos restauradores cada vez más estéticos, lo que las resinas compuestas pueden asumir cada día con mayor eficacia.

Sin embargo, las Resinas Compuestas no se encuentra exentas de problemas y limitaciones, razón por la cual constantemente se generan investigaciones tendientes a desarrollar nuevos productos con mejores características y comportamiento clínico. Dentro de las características importantes a la hora de obtener un buen desempeño clínico, los profesionales deben fijarse en el logro de un adecuado sellado marginal para evitar la infiltración marginal, lo que implica directamente la posibilidad de la aparición o no de caries recidivantes o secundarias. También es importante lograr una adecuada resistencia adhesiva de la restauración, lo que influye en la capacidad de la restauración de soportar carga sin desalojarse de su posición e inclusive soportar las fuerzas de

contracción del material en su proceso de endurecimiento, lo que está dado por la técnica de grabado ácido y el tipo adhesivo utilizado. Por otro lado, también son muy importantes la estabilidad del color, la fluorescencia y luminiscencia, la estabilidad dimensional y de color, la biocompatibilidad, la contracción de polimerización, etc.

La utilización de Resinas Compuestas introdujo en el mercado el concepto de acondicionamiento de la superficie dentaria a través de un grabado ácido que se realiza en la actualidad con ácido ortofosforico al 37%, este se puede realizar tanto en esmalte como dentina, respetando las características inherentes a cada tejido biológico, y consiste a grandes rasgos en la formación de una superficie con porosidades en el esmalte producto de una desmineralización superficial y en dentina una superficie desmineralizada en donde se exponga la trama colágena, logrando una área de mayor contacto y humectancia con el adhesivo. Tanto en esmalte como en dentina se logrará la formación de una zona híbrida en la cual se producirán los tags dentinarios que son prolongaciones de la resina compuesta en el tejido dentario. Es en la unión del material restaurador a la superficie dentaria en donde el sistema adhesivo alcanza su mayor importancia. Ubicado en la interfase entre ambos, se formaran enlaces de tipo químico con el material restaurador que permitirán la mantención de este en la posición que deseamos, además de asegurar la unión a la superficie dentaria a través de una unión mayoritariamente física. Además el adhesivo juega un rol importante cuando se produce el endurecimiento del material, al evitar que cuando se produzca el fenómeno de

contracción de polimerización la resina compuesta se desprenda del tejido dentario al cual queremos que se una, evitando entre otras cosas la infiltración marginal y con ello la recidiva de la enfermedad y la sensibilidad postoperatoria. De este modo la capacidad mecánica de resistencia adhesiva adquiere gran importancia por sobre otras, dado que siempre existirán fuerzas sobre la pieza dentaria que tiendan a desalojar el material de su posición, o simplemente la contracción inherente al material por su proceso de endurecimiento tenderá a dificultar la unión al tejido dentario remanente.

Por todo lo expuesto anteriormente es que el presente estudio pretende analizar comparativamente mediante la aplicación de una fuerza de cizallamiento a través de una máquina para ensayos universal Instron, la resistencia adhesiva que presentan dos sistemas adhesivos elaborados por una misma empresa, uno de los cuales posee en su composición partículas de nanorrelleno, razón por la cual según datos del fabricante aumentaría la resistencia adhesiva, disminuiría la infiltración marginal y formaría una capa más homogénea sobre la superficie dentinaria, lo que involucraría un mejor sellado, evitando la comunicación con el medio bucal y la consecuente infección posterior.

Marco Teórico.

La caries dental es una enfermedad que provoca una pérdida irreversible de estructura de los tejidos que forman la pieza dentaria, lo que se produce a través de un ataque ácido sobre la superficies del diente desmineralizándolo y haciéndolo mas susceptible a la pérdida de su estructura. Estos ácidos son producidos por bacterias que se adhieren a la superficie del diente y se organizan posteriormente en lo que se conoce como placa bacteriana, responsable de instaurar la enfermedad. Una vez sucedido este proceso de pérdida de estructura no existe otra solución que la eliminación mecánica del tejido dañado a través de elementos rotatorios de corte y el reemplazo posterior del tejido así perdido por biomateriales dentales que le devuelvan a la pieza dentaria su integridad, tanto en forma como en función y especialmente en la actualidad, en estética.

Es por ello que es necesario constantemente estudiar y mejorar la composición de los diferentes materiales que se utilizan para el reemplazo de los tejidos perdidos y sus técnicas de manipulación, especialmente en lo que dice relación con el mecanismo por el cual logran su unión a la pieza dentaria. En esto, es la Odontología Restauradora quien se preocupa por estudiar el comportamiento de estos materiales sometidos a diferentes condiciones, tanto *in Vitro* como *In vivo*, estableciendo para ello objetivos generales que deben cumplir los materiales dentales, estos son:

1. Devolver la forma anatómica a la pieza dentaria y con ello su función, de modo de restaurar el equilibrio del sistema estomatognático.
2. Obtener una armonía óptica, en la medida de lo posible, para que así la zona restaurada no se diferencie del resto de la pieza dentaria.
3. Devolver y mantener en el tiempo la salud del complejo pulpodentinario y tejido óseo peridentario, para dar un buen sustento al tratamiento rehabilitador.
4. Lograr integridad marginal, para evitar la microfiltración y recidiva de la enfermedad.
5. Mantener el equilibrio del ecosistema bucal ⁽¹⁾.

Para reemplazar los tejidos perdidos existen diferentes materiales en el mercado odontológico, los que se pueden agrupar y clasificar de diferentes formas dependiendo, por ejemplo, en que sector se utilizan en la boca. A continuación se presentan las clasificaciones más utilizadas:

1. Según el estado en que se colocan sobre el diente: ^(1,5,6)

- a. Materiales plásticos de obturación directa: En este grupo se encuentran materiales de origen cerámico (como los cementos de vidrio ionómero convencionales), metálico (como las amalgamas), orgánico (como las resinas acrílicas) y combinados (como las resinas compuestas, compómeros, cerómeros, y ormoceres).

b. Materiales rígidos de obturación indirecta: En este grupo encontramos inlays y onlays metálicos, cerámicos y de materiales combinados, los cuales son procesados con la ayuda de un laboratorio, para luego ser cementados en la pieza dentaria.

2. Según la ubicación de la pieza a restaurar en la arcada: ^(1,5,6)

a. Materiales para piezas dentarias anteriores: En este grupo se encuentran todos aquellos materiales que presentan gran estética, como son las resinas compuestas, las porcelanas y el vidrio ionómero de restauración.

b. Materiales para piezas dentarias posteriores: En este grupo se encuentran todos aquellas materiales que presentan propiedades estéticas menores (relacionado con capacidad de pulido y variedad de colores), pero que presentan una mayor resistencia a las exigencias mecánicas como por ejemplo, las amalgamas, las resinas compuestas posteriores, aleaciones metálicas y porcelana ya sea fundida sobre metal o sola.

c. Materiales de multipropósito: Son aquellos que pueden utilizarse indistintamente en ambos sectores de la boca, es decir, el mismo producto se puede utilizar en restauraciones anteriores y posteriores, como por ejemplo resinas compuestas híbridas, porcelana sola o fundida sobre metal, vidrio ionómero, etc.

3. Según la estructura y origen del material restaurador: ^(1,5,6)

a. Materiales metálicos: Como por ejemplo la amalgama dental y las aleaciones metálicas.

b. Materiales Cerámicos: Como la porcelana y los cementos de vidrio ionómero.

c. Materiales orgánicos: Como las resinas acrílicas.

d. Materiales combinados: Como las resinas compuestas, los compómeros, los cerómeros y los cerómeros.

En el presente se dispone de una gran variedad de materiales odontológicos que poseen diferentes características y propiedades por lo cual pueden ser ocupados en diferentes situaciones clínicas, y por ello es el profesional, cuando se ve enfrentado a una situación específica, el que debe decidir que material utilizar entre varios disponibles en el mercado, para lo cual, deberá determinar primero qué características tienen mayor importancia y que materiales las cumplen mejor para realizar la selección entre uno y otro. Ciertamente para el profesional primaran las características físicas, mecánicas, de duración, etc., pero son nuestros pacientes los que más frecuentemente nos exigen que los materiales que utilicemos no se vean, es así como el color se torna un factor preponderante en la elección del material. Antiguamente la amalgama dental era muy utilizada por los profesionales, dada su alta relación costo beneficio, su facilidad de manipulación, etc., pero presenta el inconveniente de su apariencia estética. Paralelamente hacen su aparición en el mercado los **cementos de silicato**, que son históricamente la primera alternativa de un material estético directo.

En 1878 el Dr. Fletcher presentó a la comunidad odontológica el **Cemento de Silicato**, el cual tenía varias importantes características a su favor: era el único material de obturación translúcido del mercado, estaba disponible en una gran gama de colores, lo que permitía igualar las distintas tonalidades presentes en las piezas dentarias y poseía

un coeficiente de variación térmica similar al de los tejidos dentarios. Sin embargo, su excelente armonía óptica era contrarrestada por sus características ácidas, su largo período de endurecimiento, su nula adhesión a los tejidos dentarios, su pérdida de coloración y translucidez en el tiempo y su alta solubilidad en la boca, razón por la cual constituía solo un sistema de restauración a corto plazo, a pesar de lo cual fue utilizado hasta finales de los años 1980⁽⁷⁾.

Posteriormente, aparecieron durante la década de los años 1940, las **Resinas Acrílicas de Obturación Directa**, las cuales se presentaron como un sustituto natural de los anteriores y estaban constituidas básicamente por una matriz polimérica sin relleno. Sin embargo, también poseían características desfavorables que limitaron su uso como material de restauración, entre ellas, un alto Coeficiente de Variación Dimensional térmica en comparación al diente (casi 10 veces mayor), lo que provocaba un desajuste entre el diente y la restauración cuando era sometida a cambios de temperatura; alta contracción de polimerización, lo que generaba una brecha en el margen de la obturación; inestabilidad de color, baja resistencia al desgaste, alta generación de calor al polimerizar, escasa rigidez e inadecuada resistencia mecánica⁽⁷⁾, características que favorecían la percolación de saliva en los márgenes de la restauración produciendo el fenómeno de infiltración marginal que conduce a un desajuste progresivo de la restauración y la consecuente formación de caries recidivantes o secundarias⁽¹⁾.

Para mejorar éstas propiedades se incorporó un relleno a este monómero de

manera que aumentara la resistencia al desgaste y disminuyera los cambios dimensionales, pero dado que este relleno no tenía unión química a la matriz de resina, produjo defectos como manchas por los fluidos de filtración y la apariencia superficial de la obturación se hizo inaceptable.

Por todo lo anteriormente señalado y partiendo de la premisa que los cambios dimensionales y la contracción de polimerización dependían de la cantidad y el tamaño de la molécula de monómero inicial, que en las resinas acrílicas era el Metacrilato de Metilo, se buscó una molécula de mayor tamaño que permitiera disminuir la cantidad de monómero a polimerizar, reduciendo de este modo, la contracción de polimerización de la resina.

Fue así que en el año 1962 y luego de varias experiencias, R.L. Bowen, desarrolló un nuevo producto utilizando como base la molécula de Bis-GMA (bisglicidildimetacrilato). Esta molécula monomérica, a diferencia de la anterior, presenta un mayor peso molecular que en conjunto con la adición de un relleno inorgánico, se traduce en una menor contracción de polimerización del material. Debido a la ausencia de una unión química entre ambas fases, es que se hizo necesario el tratamiento superficial de las partículas de relleno con algún tipo de agente de enlace, para de esta forma asegurar un acoplamiento entre las distintas fases del material ⁽⁸⁾.

De esta manera se dio origen a un nuevo material restaurador muy superior a las

resinas acrílicas sin relleno, el que pasó a ocupar un lugar importante dentro de las posibilidades con las que cuenta el clínico para sus restauraciones. Este nuevo material se denominó **Resina Compuesta**, la que podemos definir como "Una combinación tridimensional de a lo menos dos materiales químicamente diferentes, con una interfase distinta que los une".

Resinas Compuestas.

En la actualidad dado la creciente demanda por parte de los pacientes de materiales cada vez más estéticos, o sea que el material utilizado se aproxime lo más posible a las características de los tejidos a reemplazar y que por lo mismo logren un total mimetismo en la cavidad oral, es que las Resinas Compuestas se utilizan en gran parte del quehacer de la Odontología. Se aplican como sellantes de puntos y fisuras, restauraciones operatorias del sector anterior y posterior de la boca, restauraciones provisionales, estudios de casos clínicos, restauraciones radiculares, sellado en apicectomías, pernos, coronas y puentes (con resinas compuestas reforzadas con fibras), restauraciones estéticas indirectas y como material de cementación ^(5,10). Debido a esto, este material debería pretender cumplir con un conjunto de propiedades y características ideales que se procederán a describir a continuación:

Composición.

Las resinas compuestas están formadas básicamente por una matriz resinosa o polimérica continua en la que se dispersa un relleno inorgánico. Esta fase inorgánica potencia significativamente las propiedades físicas de las resinas compuestas, en comparación a los materiales estéticos usados anteriormente, reforzando el material y reduciendo el coeficiente de expansión térmica. Las resinas compuestas tienen un coeficiente de expansión térmica que equivale aproximadamente a un tercio del valor típico de las resinas acrílicas sin relleno, y por consiguiente, se aproximan más a la estructura dental ⁽¹⁰⁾.

En el comercio odontológico existen una gran cantidad de resinas compuestas basadas en el BIS-GMA y cada uno de ellas puede tener una fórmula ligeramente diferente. A continuación describiremos los tres componentes básicos de las resinas compuestas ⁽⁹⁾.

Fase Orgánica o Matriz Orgánica:

Corresponde a una combinación de monómeros junto a un sistema iniciador para generar la polimerización por radicales libres y estabilizadores para maximizar la estabilidad de almacenamiento de la resina compuesta no polimerizada y la estabilidad química de la resina polimerizada. Esta fase orgánica, fue desarrollada a partir de una resina epóxica, cuyos grupos terminales son reemplazados por grupos metacrilatos que

son más susceptibles de polimerizar. Como resultado no se obtiene una resina epóxica, sino un metacrilato aromático que da más rigidez y resistencia a la molécula ⁽⁹⁾. Debido a que esta resina denominada BisGMA es muy viscosa para utilizarse sola, se utilizan otros monómeros de dimetacrilato con peso molecular más bajo con el objeto de lograr una adecuada viscosidad para la incorporación de los rellenos. Generalmente, los monómeros utilizados como diluyentes del BisGMA son el metacrilato de metilo (MMA), el dimetacrilato de tetraetilenglicol (TEGMA) y el etilenglicol dimetacrilato (EDMA). Al bajar la viscosidad de la mezcla monomérica, se puede incorporar más relleno dentro de ella. En algunas resinas compuestas el BisGMA es reemplazado por Dimetacrilato de Uretano o por una mezcla de ambos.

Relleno o fase Inorgánica.

Son partículas inorgánicas que se agregan en forma dispersa a la matriz orgánica con el objetivo de mejorar sus propiedades físicas y mecánicas, entre las cuales se encuentran: disminuir la contracción de polimerización, contrarrestar el coeficiente de dilatación térmica, aumentar su dureza y proveer radiopacidad ⁽¹¹⁾. Varios tipos distintos de rellenos han sido utilizados en estas resinas compuestas, siendo comunes el cuarzo y el vidrio de boro silicato, pero además incluyen, entre otros, al silicato de litio y aluminio y diversos vidrios de aluminosilicatos. En la actualidad los rellenos más utilizados son los de vidrio de bario, zinc e Ytrio. El uso de silicato y aluminio es particularmente interesante debido a que tienen un coeficiente de expansión negativo y, por ello, se reduce aún más el coeficiente del material

compuesto ⁽¹⁰⁾.

A menudo se modifica la composición del relleno con otros iones para conseguir otras propiedades más deseables. Añadiendo iones de litio y aluminio se consiguen vidrios más frágiles que producen partículas de menor tamaño. Añadiendo bario, zinc, boro, circonio e Ytrio se consiguen unas partículas de relleno más radiopacas. No obstante, si la modificación es excesiva y sustituye la estructura de sílice se puede mermar la eficacia del agente acoplador ⁽¹⁰⁾.

El relleno puede ser en forma de fibra, esferas, partículas irregulares o partículas planas, las que pueden variar en tamaño hasta llegar incluso a los 40 micrómetros o aún 60 micrómetros. Existe una tendencia, sin embargo, a reducir el tamaño de las partículas de manera que su diámetro promedio esté en el orden de 0,4 a 0,8 micrómetros en promedio. Normalmente existe hasta un 70-75% de relleno adicionado a la matriz del material, aunque algunos productos indican que contienen hasta un 80% en peso de partículas de relleno ⁽¹⁰⁾.

Agentes de Acoplamiento.

Desde sus inicios el mayor problema que presentaban las resinas compuestas era la unión entre su matriz orgánica y su relleno inorgánico, para así poder obtener un adecuado comportamiento físico y mecánico del material. Esto es necesario, tanto para obtener las mejores propiedades mecánicas, como para evitar la penetración del agua en la interfase de ambos. Para ello se han utilizado en forma generalizada silanos órgano-funcionales como agentes de acoplamiento, los cuales cubren el sustrato inorgánico, actuando como un

elemento de unión química a la matriz inorgánica, asegurando así la cohesión en las resinas compuestas, aunque normalmente el tipo de silano utilizado en cada producto en particular es desconocido.

El líquido monómero orgánico que entra en la formulación de las denominadas resinas está constituido por moléculas que presentan uniones de tipo secundario y relativamente débil entre ellas, disminuyendo la tensión superficial que posee el líquido, por lo que este puede ser atraído por una superficie, y así puede mojarla para retenerse en ella. Esto explicaría la acción por la cual las partículas de relleno se integran bien a la matriz orgánica⁽⁵⁾. En el presente, la mayor parte de los fabricantes someten a las partículas de relleno a procesos de silanización, utilizando el agente metacriloxipropilmetoxisilano para cubrir la superficie del relleno y de este modo las vuelven hidrófobas y capaces de reaccionar químicamente por la copolimerización de los agrupamientos vinilos con el monómero de la matriz orgánica, mejorando la unión de la fase inorgánica con la matriz orgánica de las resinas compuestas⁽¹³⁾.

Uno de los factores a considerar dentro de la utilización de las resinas compuestas es el proceso que se lleva a cabo para su endurecimiento. Este proceso empieza cuando se activa un conjunto de reacciones químicas tendientes a unir las pequeñas partículas que la componen llamadas monómeros para formar una molécula mayor y más compleja denominada polímero, proceso denominado polimerización. Este proceso es iniciado por un agente que puede ser físico o químico. En el caso de ser químico este ocurre a través de un proceso de oxido-

reducción, para lo cual se utiliza el peróxido de benzoilo como iniciador y una amina terciaria aromática como activador. En el caso de la activación física esta puede ser realizada a través de calor o de luz a una determinada longitud de onda, en cuyo caso el iniciador será una dicetona como la camforoquinona, que en la actualidad es el sistema más utilizado. Este proceso se basa en que el agente activador proporciona la energía necesaria para que en el iniciador se formen radicales libres que al interactuar con la molécula de BisGMA rompa uno de sus enlaces C=C por lo cual deja más propensa a la molécula de BisGMA para interactuar con otra molécula similar y unirse, desencadenando el proceso de polimerización y endurecimiento de la resina compuesta al generar moléculas de tamaño mayor.

Las Resinas compuestas gracias a su sistema de aplicación, capacidad plástica y forma de endurecimiento progresivo activado por luz, que permite aplicarla en forma de capas, se han convertido en la actualidad en uno de los materiales preferidos por los profesionales dedicados a la Odontología Restauradora, dado que presenta características clínicas bastante aceptables y puede ser utilizado indistintamente en sectores anteriores y posteriores de la cavidad bucal. Estas indicaciones se deben a que es uno de los materiales que más ha evolucionado y se ha diversificado desde su creación, diferenciándose unas de otras en el porcentaje y tipo de relleno inorgánico que presentan lo que incide directamente en las características físicas y mecánicas. Es importante tener en cuenta que la evaluación de este porcentaje debe efectuarse en función del volumen ocupado por las partículas inorgánicas y no por su peso, ya que por ejemplo si comparamos dos resinas compuestas con distinto porcentaje en peso, se podría pensar que

la que posee mayor porcentaje posee mejores propiedades mecánicas, lo que podría ser erróneo, ya que si esta posee partículas de mayor densidad, su porcentaje en peso estará aumentado, sin tener necesariamente mayor cantidad de partículas de relleno y por lo tanto mejores propiedades mecánicas.

Dado la gran diversidad de Resinas Compuestas existentes, estas se pueden clasificar de diversas formas, una de las cuales lo hace dependiendo del tamaño de su contenido de relleno inorgánico, de acuerdo a lo cual encontramos:

1. Resinas Compuestas Tradicionales o de Macrorrelleno: Ellas corresponden a la primera generación de Resinas Compuestas, también fueron llamadas Resinas Compuestas de macropartículas, convencionales o tradicionales. Estas resinas contenían una carga inorgánica de partículas grandes, con tamaños que fluctuaban entre 1 a 100 micrómetros, las que eran preparadas por molido. Debido a esta producción de tipo mecánico, las primeras partículas tenían una forma poliédrica irregular, consecuencia de su forma de fabricación. Más tarde, con el objeto de lograr una distribución de fuerzas más uniforme a través de la resina para así disminuir la posibilidad de formación de grietas o cortes en la superficie de la restauración, junto con mejorar la unión partícula-agente silánico, se intentó redondear estas partículas con lo que se redujo su tamaño a valores de entre 1 y 35 micrómetros.

Estas primeras resinas compuestas tenían un alto porcentaje de relleno de cuarzo, que alcanzaba al 70% u 80% en peso (50% en volumen), esto le proporcionó un aumento de la resistencia mecánica y una disminución de la contracción de polimerización en relación con

las resinas acrílicas.

Sin embargo, esto también se tradujo en una excesiva dureza superficial y gran dificultad para abrasionar las partículas de relleno en el pulido, lo que implicaba restauraciones con superficies irregulares que facilitaban el depósito de placa bacteriana. Además, el desgaste producido por el estrés y la fatiga termodinámica, hacía que las partículas fueran expulsadas de la matriz formándose poros y cracks internos. Debido a estos problemas, esta clase de resinas compuestas tuvo poca aceptación clínica, ya que sufrían importantes desgastes y pigmentaciones. Por lo mismo, se intentó mejorar estos materiales, y así surgieron las resinas compuestas de partículas finas.

2. Resinas Compuestas de Partículas Finas, Minipartículas, de Partículas pequeñas o

Minimacropartículas: En estas resinas compuestas se buscó disminuir el tamaño de las partículas de relleno uniformándolas en rangos menores que fluctuaban entre los 1 y 10 micrómetros, con lo cual se logró mejorar la textura superficial pero sin lograr un óptimo resultado.

3. Resinas Compuestas de Micropartículas o de Microrrelleno: Ellas surgieron ante la dificultad de pulido que presentaban las resinas compuestas hasta ese momento desarrolladas. Se utilizó como material de relleno el dióxido de Silicio obtenido químicamente por hidrólisis y precipitación, dando origen a partículas muy refinadas de entre 0.007 y 0.14 micrómetros de tamaño, aunque las usadas más frecuentemente tienen un tamaño de 0.04 a 0.05 micrómetros en promedio. El dióxido de silicio pirogénico, tiene un

fuerte efecto reforzador que aumenta la viscosidad de la matriz, limitando el porcentaje de carga inorgánica que se puede adicionar a la matriz, dificultando su manipulación, por ello se agrega dióxido de silicio en forma de resina prepolimerizada existiendo varias formas para la obtención de este prepolimerizado, una es bajo presión y temperatura para obtener partículas de un tamaño promedio de 35 a 55 micrómetros y la otra forma de obtención es por medio de la atomización de un polímero líquido que da partículas en forma esféricas, o bien pueden prepararse por medio de un proceso de sinterización por medio del cual se agrupan artificialmente constituyendo los microrrellenos de sílice aglomerados que son los utilizados actualmente en los composites de micropartículas.

En estos materiales, al disminuir el tamaño de las partículas de relleno, se logró conseguir una óptima superficie pulida pero desmejorando el rendimiento mecánico. Por lo mismo, estas resinas compuestas son utilizadas en la zona bucal anterior como sustituto del esmalte, debido a sus características de buena textura superficial, estabilidad de color, gran resistencia al desgaste y excelentes cualidades de pulido. Sin embargo, su desventaja es que al tener bajo contenido de relleno poseen menores propiedades mecánicas, motivo por el que se buscó lograr resultados intermedios entre resistencia y superficie pulida, surgiendo así las Resinas Compuestas Híbridas.

4. Resinas Compuestas Híbridas: Surgen como alternativa a las resinas compuestas de macrorrelleno y a las de microrrelleno, y se denominan así porque contienen dos tipos de relleno: macropartículas optimizadas con tamaños que varían entre 1 a 15 micrómetros

y micropartículas que fluctúan alrededor de 0.04 micrómetros.

El propósito de esta mezcla fue la obtención de materiales con las mejores propiedades de las resinas de macrorrelleno y de las de microrrelleno; por ello el resultado fue una resina compuesta con propiedades intermedias, vale decir, con resistencia mecánica mejorada en comparación con las resinas de microrrelleno y con un mejor pulido y terminación que las de macrorrelleno. Este composite es más resistente al desgaste, su coeficiente de expansión térmica es similar al de las resinas de macropartículas, tiene buenas propiedades físicas, y con un pulido intermedio entre los materiales de macro y microrrelleno.

Aún más, de acuerdo al tamaño de partículas que estas resinas híbridas contienen, éstas se pueden dividir en Resinas Compuestas Híbridas de partículas medianas (con un tamaño de entre 5 a 15 micrómetros) y Resinas Compuestas Híbridas de partículas pequeñas (tamaño de partículas entre 1 a 5 micrómetros).

5. Resinas Compuestas Microhíbridas: Como una forma de mejorar el comportamiento de las Resinas Compuestas Híbridas, se desarrollaron los materiales microhíbridos, los que constituyen materiales muy similares a las resinas híbridas pero con la diferencia que la fracción de partículas grandes se ha uniformado a rangos entre 0.1 y 3 micrómetros, de tal forma que el tamaño de partículas promedio oscila entre los 0.4 y 0.9 micrómetros. Con esto se logró aumentar la carga de relleno, disminuir los cambios dimensionales, aumentar la resistencia mecánica y al desgaste, y mejorar la capacidad de

pulido asemejándose más en este aspecto a las resinas de microrrelleno. Actualmente, la mayoría de las resinas compuestas en el mercado nacional y mundial corresponden a este tipo.

6. Resinas Compuestas de Nanorrelleno: Son las de más reciente aparición, llegando al mercado a fines del 2002, cuya novedad es poseer nanorrelleno, compuesto por partículas esféricas de 5 a 100 nanómetros (un nanómetro es la milésima parte de un micrón). Las primeras experiencias indicarían que son útiles para restauraciones anteriores y posteriores, fáciles de tallar sin que se deformen, con buena variedad de colores opacos, elevado y fácil pulido, Ejemplos. Filtek Supreme (3M ESPE), Simile (Pentron).

Cada uno de los distintos tipos de resinas compuestas tiene propiedades y características distintas, lo que incide en forma directa en la indicación clínica que se les dan. Es importante analizar entonces algunas de sus propiedades físicas y mecánicas para entender de mejor forma sus diferencias.

1. Coeficiente de variación dimensional térmica: Es directamente proporcional a la cantidad de matriz orgánica de las resinas, debido a que el polímero presenta un coeficiente mayor que el relleno inorgánico y la pieza dentaria. Dentro de las Resinas Compuestas, las de microrelleno tienen los mayores valores de esta propiedad, por consiguiente, las restauraciones presentan una mayor variación dimensional con las fluctuaciones de la temperatura en el medio bucal. Esto se debe a que ésta última requiere de gran cantidad de matriz orgánica para aglutinar las micropartículas que contiene. Una

Resina Compuesta híbrida con 30% en volumen de microrelleno, presenta la mitad de expansión térmica que una Resina Compuesta que presenta exclusivamente partículas de microrelleno ^(1, 5, 8).

2. **Sorción Acuosa:** Corresponde a la absorción de agua que pueda presentar la Resina Compuesta a lo largo del tiempo. Los valores más altos de sorción acuosa son alcanzados por las Resinas Compuestas de microrelleno, debido a su mayor cantidad de matriz orgánica. Por lo tanto, estas últimas son las más propensas a los cambios de coloración debido a los pigmentos hidrosolubles del medio que pueden ser absorbidos por la matriz. ^(1, 5, 8)

3. **Radiopacidad:** Es una propiedad que deberían tener todas las Resinas Compuestas. Los componentes responsables de la radiopacidad son elementos presentes en el relleno inorgánico con número atómico elevado, como el bario, estroncio, bromo, zinc o zirconio, por lo tanto aquellos productos que los contengan en mayor cantidad serán más radioopacos. ^(1, 5, 8)

4. **Resistencia a la Compresión y a la Tracción:** Es una propiedad que varía de acuerdo a la cantidad de relleno que presenta cada resina, así las de macropartículas o híbridas presentan mayor resistencia a la compresión que las de microrelleno, lo que puede aumentar en forma lineal con el porcentaje volumétrico de relleno que presente la resina y con el grado de polimerización logrado. ^(1, 5, 8)

5. **Dureza Superficial y resistencia al desgaste:** Guardan una relación exponencial con

el volumen y tipo de relleno, dependiendo en menor medida de la dureza de éste. También influye el grado de polimerización alcanzado durante el endurecimiento del material. Es importante mencionar que las resinas de microrrelleno poseen una alta resistencia al desgaste^(1, 5, 8)

6. **Conductividad Térmica:** En las Resinas compuestas es bastante baja, lo que significa que son buenos aislantes térmicos, protegiendo la pulpa dental. Los valores de esta propiedad son muy parecidos a los que presenta el esmalte y la dentina, y más bajos que los de las restauraciones metálicas. Dentro de las resinas, las de microrelleno presentan valores menores que las de macrorelleno o que las híbridas, debido a su mayor cantidad de matriz orgánica.^(1,5,8)

7. **Contracción de polimerización:** Es directamente proporcional a la cantidad de matriz orgánica que posee la resina compuesta. La contracción de polimerización puede superar la fuerza de adhesión de la resina a la pieza dentaria, lo que conlleva a una falla en la restauración debido a microfiltraciones marginales. Esto se puede compensar mediante la ubicación de la guía de luz de la lámpara de fotocurado, de manera que el proceso de polimerización sea dirigido por el operador, pues el proceso de contracción de polimerización tiende a seguir la dirección del foco emisor de luz, logrando de este modo limitar el efecto de este fenómeno. Otra de las formas que permite controlar la contracción de polimerización es mediante la técnica de obturación de la pieza dentaria. La técnica incremental logra disminuir las tensiones generadas durante el proceso de

fotopolimerización, reduciendo la proporción de material adherido a las paredes cavitarias en relación con la superficie que queda libre, disminuyendo así la posibilidad de que tensiones sobre la junta adhesiva de la restauración provoquen un aumento de la interfase y por lo mismo, futuras microfiltraciones marginales hagan fracasar la restauración. El patrón de contracción de la resina compuesta se produce hacia la zona que le resulte más adhesiva, de modo que se debe tener en consideración que al aplicarla sobre una superficie, como la dentaria sin tratamiento adhesivo, la que carece de algún grado de atracción hacia ella, la contracción será guiada en forma centrípeta hacia el centro del propio material gracias a su fuerza cohesiva ^(1, 5, 8), de allí la importancia de generar una buena junta adhesiva a las estructuras dentarias para evitar este problema.

8. Módulo Elástico: Determina la rigidez de las Resina Compuesta. Depende directamente de la cantidad de relleno, aumentando de forma exponencial con la cantidad volumétrica del mismo. De esta forma, los composites de microrelleno poseen un módulo elástico 2 a 4 veces menor que las Resinas Compuestas de partículas finas, que contienen más relleno. La rigidez del material adquiere gran importancia no solo en aquellas zonas en donde se requiera soportar fuerzas masticatorias intensas, sino también a nivel de la interfase diente restauración. Al momento de polimerizar una resina, se produce un juego de tensiones entre la fuerza cohesiva del material y la fuerza adhesiva de la restauración hacia las paredes cavitarias y al aumentar la rigidez, las tensiones generadas en dicha

interfase tienen una menor probabilidad de ser disipadas, favoreciendo la desadaptación marginal. ^(1,5,8).

Propiedades Ideales de las Resinas Compuestas.

- a. Escasa contracción de polimerización
- b. Escasa absorción acuosa
- c. Coeficiente de expansión térmica similar al de la estructura dentaria.
- d. Gran resistencia a la fractura
- e. Gran resistencia al desgaste
- f. Radiopacidad
- g. Gran fuerza de adhesión a esmalte y dentina
- h. Similitud cromática con la estructura dentaria
- i. Facilidad de manejo
- j. Facilidad de acabado y pulido.

Si bien las resinas compuestas han tenido un progreso notable variando su composición y componentes, desde que en 1962 Bowen las introdujera en el mercado mundial, aún persisten algunos problemas inherentes a sus procesos de manipulación, como son:

- Contracción de polimerización
- Microfiltración
- Coeficiente de expansión térmica
- Desgaste

- Dificultades en el manejo clínico ⁽⁸⁾.

Ante la indicación de realizar una restauración en una pieza dentaria, cualquiera sea el material a utilizar, se busca que dicho material se una a la pieza dentaria a través del proceso conocido como adhesión, en el cual dos superficies se mantienen unidas por fuerzas que pueden ser de tipo físico, químico o una combinación de ambas. ^(5,14)

En general, los materiales de restauración existentes actualmente ofrecen dos grandes tipos de adhesión: una es la Adhesión Mecánica y la otra es la adhesión química, a continuación se detallara el proceso de adhesión.

Generalidades sobre Adhesión

Se define adhesión como toda fuerza que permite mantener dos superficies en contacto, o la fuerza que se opone a la separación de los cuerpos manteniéndolos unidos cuando están en íntimo contacto ⁽¹⁾. Guedes et al. la definen como el mecanismo que une dos materiales en íntimo contacto a través de una interfase ⁽¹³⁾. De acuerdo a esto, la adhesión se clasifica según los mecanismos que se utilicen para lograrla, en dos categorías: Adhesión de tipo mecánica y adhesión de tipo Química.

1. Adhesión Física o Mecánica: Corresponde a la unión que se logra entre dos superficies a través de una trabazón entre las partes a unir o por la generación de tensiones entre ellas ^(5,14), este tipo de adhesión la podemos subdividir en:

a. **Adhesión Macromecánica:** Es aquella en la que las partes quedan trabadas en función de la morfología macroscópica de ellas ⁽⁵⁾. Por Ej., la retención o anclaje de una restauración esta dada por medio de formas cavitarias específicas.

b. **Adhesión Micromecánica:** Es la unión entre dos superficies a través de una trabazón entre las partes a unir o por la generación de tensión entre las mismas, pero a diferencia de la anterior las partes se traban en función de su morfología microscópica, o sea la diferencia entre ambos tipos de adhesión es la magnitud del fenómeno que las genera (es o no visible al ojo humano) ⁽⁵⁾. Este tipo de adhesión es considerado el más importante mecanismo por el cual las resinas compuestas se unen tanto a esmalte como a dentina y esto ocurre cuando la resina compuesta se infiltra por las porosidades dejadas por el grabado ácido en la superficie del esmalte y dentina formando lo que se conoce como capa híbrida.

Además, la retención mecánica (cualquiera de sus tipos), se puede lograr por:

- **efectos geométricos:** que están en relación a las formas que presentan las superficies, como por Ej. Poros, rugosidades, diseño cavitario, etc., ya sean de tipo macroscópico o microscópico. Estas formas son las que producen la trabazón necesaria para mantener unidas las partes. Por ej., tenemos la penetración de un adhesivo en las irregularidades microscópicas (surcos y poros), en la superficie del substrato. Un fluido o

líquido adhesivo semiviscoso es mejor para este procedimiento, ya que penetra en los defectos de la superficie. Después del endurecimiento las múltiples proyecciones adhesivas embebidas en la superficie adherente proporcionan el anclaje para el mecanismo de fijación (retención). Otra forma de adhesión mecánica por efecto geométrico es el diseño de una preparación cavitaria, a través del cual se retiene una restauración ^(5,15).

- **efectos Reológicos**, estos están dados por los cambios volumétricos o dimensionales que experimentan los materiales al endurecer, produciendo tensiones que ayudan a generar la adhesión ^(5,15).

2- Adhesión específica o química: es la generación submicroscópica de fuerzas que impiden la separación de las partes, basadas en la interacción de los componentes de sus estructuras, ya sean átomos o moléculas ⁽⁵⁾. En este grupo tenemos:

a) Uniones químicas, primarias o interatómicas: estas se dan entre átomos y son de tipo iónicas, covalentes o metálicas y para que ocurran, las partes a unir deben estar a una distancia entre sí. Estas uniones son de alta energía y muchos la consideran como el verdadero mecanismo para una real adhesión ^(1,5,16).

b) Uniones secundarias: estas uniones se dan entre moléculas, y pueden ser de tipo dipolos permanentes o fluctuantes y son relativamente débiles, por Ej. Fuerzas de Van der Waals, fuerzas de dispersión de London, etc. ^(1,5,16)

Factores y principios que intervienen en la adhesión.

1- Superficie de contacto:

Los tejidos dentarios y las restauraciones poseen numerosas irregularidades en su superficie y, en general, aunque parezcan clínicamente lisas, están lejos de serlo a un nivel microscópico y atómico. Para obtener un máximo de adhesión, estos vacíos deben ser eliminados. El problema se reducirá si usamos un elemento fluido que ocupe las irregularidades de la superficie adherente y así permita compatibilizar las superficies de ambos sólidos y mantenga en posición a los materiales participantes de la unión ⁽¹⁷⁾.

2- Adaptación:

Las superficies a unir deben corresponderse entre sí de la mejor manera posible, es decir, cuando entren en contacto, ojalá queden en su totalidad una junto a la otra a la menor distancia posible, pudiendo de esta manera favorecer la unión de tipo química. Sin embargo, tanto los tejidos dentarios como las restauraciones poseen superficies irregulares, y aunque parezcan lisas no lo son. De esta manera, al unirse entre sí quedarán espacios entre ambas superficies, es decir, no se podrán coaptar tan íntimamente como para generar adhesión específica entre ellas. De allí que para lograr una adhesión óptima deben eliminarse estos vacíos provocados por las irregularidades, y para ello usamos un elemento fluido que, al interponerse entre ellas, ocupe estas irregularidades reduciéndolas y eliminando de alguna forma el problema al lograr compatibilizar ambas superficies sólidas y así mantener

en posición los materiales que participan en el proceso de unión ^(1,6).

3- Energía de superficie:

La energía superficial es la fuerza de atracción que producen los enlaces no saturados en la superficie de los cuerpos. Estos enlaces no saturados se producen porque los átomos que quedan hacia la superficie no tienen todos sus enlaces saturados en comparación con los que están en el espesor de la materia. En los líquidos, esta energía superficial se denomina tensión superficial y hace posible que éste forme gotas.

Para que exista adhesión, las superficies deben ser atraídas entre sí hacia su interfase. Tal condición debe existir independientemente del estado (sólida, líquida o gaseosa), de las superficies ^(1,6).

En resumen a mayor energía de superficies, mayor capacidad de adhesión.

4- Humectación:

Cuando dos superficies sólidas se ponen en contacto, a nivel microscópico quedan espacios entre ellas que impiden la total e íntima coaptación de las superficies, ésta proximidad a nivel atómico es imprescindible para generar adhesión de tipo primaria. La forma de subsanarlo es interponiendo un líquido entre ambas partes, de modo que se introduzca por los espacios vacíos y permita, a través de él una coaptación con ausencia de poros o espacios. Como condición se requiere que el líquido tome íntimo contacto y fluya fácilmente sobre la superficie, creando una capa delgada y continua; a esta capacidad de fluir y adaptarse íntimamente a la superficie se le

denomina humectancia ^(1,6).

5- Ángulo de contacto:

Para que un líquido moje una superficie sólida (que el adhesivo se adapte bien al sólido), es necesario que éste atraiga hacia sí al líquido y a la vez que éste se deje atraer. La forma para determinar que este fenómeno se produzca adecuadamente es evaluando la magnitud del ángulo que se produce entre la gota del adhesivo líquido sobre la superficie del sólido, esto es llamado ángulo de contacto o de humectancia. Este ángulo se forma entre la tangente a la periferia de la gota que forma el líquido adhesivo y la superficie del sólido. Mientras menor sea el ángulo que se forma, es mejor la humectancia y por consiguiente la capacidad de adhesión. Si las moléculas del adhesivo son atraídas por las moléculas del adherente con igual o mayor intensidad que entre ellas mismas, el líquido adhesivo se difunde completamente sobre la superficie del sólido y no se forma ningún ángulo ^(1,6).

Requisitos a considerar para obtener una alta Adhesión.

- Las superficies a adherir deben estar limpias, secas y no contaminadas, de manera que ellas manifiesten toda su energía superficial.
- El adhesivo debe presentar baja viscosidad, de manera de mojar completamente la superficie y así dejar una capa delgada sobre el adherente.
- Debe existir compatibilidad química entre el adhesivo y el adherente, de manera

de permitir, en lo posible, generación de enlaces químicos de tipo primario.

- Debe lograrse una adaptación íntima de las partes a unir, para facilitar la reacción entre ellas, o para lograr una buena retención micromecánica.
- Es deseable una alta energía superficial de las partes a unir.
- Se debe usar un adhesivo adecuado, o en su defecto, un Agente de Enlace que cumpla con un papel similar⁽¹⁾.

Adhesión a tejidos dentarios.

Los tejidos dentarios difieren en estructura y composición, pudiendo de esta manera facilitar o dificultar la adhesión. Así, es diferente trabajar únicamente sobre esmalte o dentina, o sobre esmalte y dentina en conjunto.

Adhesión a Esmalte.

El esmalte es el tejido más mineralizado del cuerpo humano, compuesto por hidroxiapatita aproximadamente en un 96%, de agua en un 4% y de colágeno en un 1%.

El esmalte posee una superficie lisa cubierta por una capa de humedad y una película de material orgánico correspondiente a proteínas y polisacáridos provenientes de la saliva que se depositan sobre su superficie, razón por la cual no se puede pensar en cualquier tipo de adhesión sobre él sin realizar primero un procedimiento acondicionamiento, el cual en la

mayoría de los casos actualmente se realiza con ácido ortofosforico al 37%. Este procedimiento produce irregularidades en la superficie del esmalte, además de lograr la manifestación de toda la energía superficial que posee el esmalte, facilitando el escurrimiento del líquido adhesivo, la penetración de éste en su estructura y por consiguiente se logra una mejor formación de una zona híbrida compuesta tanto por esmalte como por prolongaciones del adhesivo en él.

Fue Buonocore en 1955 quién buscando una mejor adhesión de las resinas acrílicas al esmalte dentario humano, el que realizó por vez primera la técnica de grabado ácido sobre el esmalte, técnica que consistía en aplicar sobre la superficie del esmalte, una solución de ácido fosfórico al 85% la cual alteraba la morfología del esmalte para lograr microporosidades.⁽²⁵⁾ Con esto se logró un incremento de la resistencia adhesiva de la resina acrílica al esmalte grabado frente al no grabado. En ese momento Buonocore atribuyó estos resultados a varios factores:

- Un gran aumento en la superficie de esmalte disponible para la interacción con la resina como resultado del proceso de grabado.

- La exposición de la trama orgánica del esmalte que entonces sirve de trama para la adhesión.

- Una remoción de la estructura adamantina superficial inerte, con exposición de una superficie reaccional fresca.

- Formación de una superficie diferente, debido a la precipitación de sustancias

nuevas, como oxalatos cálcicos, a los cuales el material se puede adherir.

Trabajos posteriores explicaron que al grabar el esmalte, se producían irregularidades que eran llenadas por resinas y formaban así los llamados Tags que permitían la unión del material a la superficie grabada.

El grabado ácido remueve cerca de 10 micrómetros de la superficie del esmalte y crea poros en un rango de 5 a 50 micrómetros de profundidad. Cuando la resina adhesiva es aplicada, ésta fluye dentro de las microporosidades y polimeriza en ellas, creando una adhesión micromecánica al esmalte. El grabado ácido también aumenta la humectancia y duplica la energía superficial libre del esmalte. Esta acción del grabado ácido conjuntamente con la aplicación del biomaterial adhesivo de baja viscosidad que moja esta superficie de alta energía, permite que penetre en las irregularidades de ella por humectancia y capilaridad, y produzcan el llamado efecto geométrico, el cual se logra al polimerizar la resina formando los Tags (extensión de la resina dentro de las microporosidades) logrando una fuerte trabazón micromecánica con el esmalte. También se produce un efecto reológico, producto del cambio dimensional (contracción de polimerización) que sufre el adhesivo al endurecer.⁽²⁵⁾

Durante años el tiempo de grabado del esmalte fue de 60 seg, pero estudios recientes indican que puede reducirse hasta 15 seg, logrando los mismos cambios morfológicos. En cuanto a la concentración del ácido, la que ha dado mejores resultados es la del ácido fosfórico al 37%.⁽²⁵⁾

Han aparecido alternativas de grabado ácido para el esmalte y la dentina

simultáneamente, con ácidos más débiles que el tradicional ácido fosfórico:

- Ácido maleico al 10%
- Ácido nítrico al 2.5%
- Ácido fosfórico al 10%
- Ácido cítrico al 10%
- Ácido oxálico al 2.5%

El uso de estos ácidos no deja la misma superficie de apariencia opaca como la obtenida con el ácido fosfórico. Algunos estudios indican que este factor no afecta negativamente la unión adhesiva. Sin embargo, otros estudios plantean que estos ácidos débiles entregan una significativa disminución en las fuerzas de unión, debido a que su baja concentración no realizaría un grabado eficiente en el esmalte, el cual posee una alta resistencia por su grado de mineralización. Las consecuencias clínicas del grabado del esmalte con ácidos débiles aún no son totalmente conocidas.

Al realizar la técnica de grabado ácido para el esmalte, ésta forma irregularidades en la superficie adamantina, que pueden presentar diferentes formas, dependiendo en qué parte de su estructura se realiza la desmineralización, para ello se describen tres patrones de grabado ácido del esmalte:

- 1) Tipo I: (es el más común) implica remover preferentemente el centro de los prismas del esmalte; la periferia de los prismas queda relativamente intacta.
- 2) Tipo II: corresponde al proceso inverso; en este caso se remueve la periferia, dejando

el centro intacto.

3) Tipo III: incluye regiones en las cuales los prismas son grabados en cualquiera de sus partes obteniendo un desgaste regular de superficie. ⁽²⁵⁾

De estos tipos de grabado, los más adecuados para realizar la función retentiva son, en primer lugar el Tipo I y luego el Tipo II, evitando obtener el Tipo III.

Se evidencia el grabado ácido con un cambio de color y apariencia del esmalte (aspecto mate, es decir, no refleja la luz). ⁽²⁵⁾

Sobre el esmalte grabado, como ya se señaló, se deposita un adhesivo de la misma naturaleza que la resina compuesta, el cual se trabará y se unirá químicamente al material restaurador fijándolo en posición. Estos adhesivos han ido evolucionando a través del tiempo con el objeto de optimizar sus resultados.

En la actualidad los sistemas adhesivos tienen en su mayoría presentaciones comerciales en forma de sistemas monocomponentes que combina el "primer" y el adhesivo propiamente tal en una sola botella y utilizan la técnica de grabado ácido. Este sistema contiene monómeros menos viscosos, que están presentes y diluidos en solventes con un alto poder volátil como el alcohol y la acetona. Para la adhesión a esmalte, esta propiedad parece contribuir a una completa interdifusión del sistema sobre toda el área que ha sido acondicionada. Algunos de estos sistemas adhesivos presentan partículas de relleno en su composición, que crean una zona intermedia flexible para absorber el estrés producido por la contracción de polimerización, absorción de agua y fuerzas oclusales. Sin

embargo, estudios en laboratorio demuestran que estos particulares sistemas adhesivos presentan una baja fuerza de unión a esmalte, por un factor aparentemente relacionado con la alta viscosidad de estos adhesivos. Otra de las explicaciones, es que estos adhesivos, debido al tamaño de sus partículas de relleno, no serían capaces de penetrar en la profundidad del área interprismática del esmalte acondicionado. El sistema adhesivo Adper Single Bond 2 y otros, han sido creados con partículas nanométricas esféricas de silicio (aproximadamente 5nm) que reforzarían los Tags de resina y la capa adhesiva, estas moléculas de menor peso molecular aparentemente no comprometerían la interdifusión al esmalte acondicionado y aumentarían las propiedades tanto físicas como mecánicas de dichos adhesivos.⁽³⁰⁾

Adhesión a dentina.

Desde la aplicación de las técnicas adhesivas, se ha establecido que la adhesión a esmalte puede ser más o menos previsible si se manejan las condiciones del medio bucal, en especial la cantidad de humedad (producida por la impregnación de saliva sobre la superficie dentaria), sin embargo una adecuada unión a dentina es más difícil de lograr, es por esto, que para entender el proceso de adhesión a dentina, primeramente debemos conocer su estructura y composición.^(27,28)

La dentina es un tejido conjuntivo avascular y mineralizado, que forma la mayor parte

del órgano dentario, está revestida por esmalte en su porción coronal y por cemento a nivel radicular, su composición varía según la edad del individuo, pero se acepta que en un 70% está constituida por material inorgánico (cristales de hidroxiapatita, fosfatos calcicos y sales minerales), 18% por materia orgánica (colágeno tipo I) y 12% por agua (variando con la edad del individuo).^(27,28)

En la dentina se encuentran los túbulos o canalículos dentinarios que constituyen una de las características más importante de la dentina, al interior de los cuales se ubican las prolongaciones citoplasmáticas de los odontoblastos, a demás de una terminación nerviosa y un fluido líquido, los odontoblastos se encuentran situados a su vez en la capa más externa de la pulpa dentaria y su función es elaborar microfibrillas de colágeno. Alrededor de estos canalículos se dispone una matriz de fibras colágenas y un sistema intercelular integrado por carbohidratos.⁽²⁷⁾ Los canalículos dentinarios varían tanto en número (su cantidad disminuye de 45.000 por mm² aproximadamente a nivel pulpar a cerca de 20000 por mm² a nivel del límite amelodentinario en la dentina coronal), como en diámetro (su diámetro en el límite pulpodentinario es de alrededor de 3 micrómetros y en el límite amelodentinario de 1 micrómetro) y su dirección dependerá de la superficie en que se encuentren (en el plano oclusal son perpendiculares a él, y en la raíz son perpendiculares al eje longitudinal del diente).⁽²⁷⁾

La dentina esta estructurada en dos partes distintas:

- Dentina peritubular: que es una zona anular transparente que rodea el espacio

canalicular, con un grosor menor a 1 micrómetros. En la actualidad algunos la han dado en llamar dentina Intratubular.

- Dentina intertubular: es el espacio comprendido por fuera de la dentina peritubular y forma la mayor parte de este tejido. Es menos mineralizada y está formada por numerosas fibrillas de colágeno envueltas en la sustancia intercelular amorfa. ⁽²⁷⁾

La adhesión es resultado de un proceso que se puede ver afectado por una multiplicidad de factores, es por esto que también es importante analizar lo que sucede después de la preparación mecánica de la cavidad con instrumentos rotatorios, que conlleva a la formación de estructuras que pueden modificar la adhesión a dentina, perjudicándola e incluso anulándola. Es así entonces que posterior a la remoción del tejido dentario afectado, se forma sobre la superficie dentinaria una capa amorfa de detritus orgánico e inorgánico, que puede describirse como dentina aplastada o barro dentinario (Smear Layer, capa de desechos), cuyo espesor varía entre 0.5 y 5.0 micrómetros. ⁽²⁸⁾

La capa de desechos o barro dentinario, podría actuar como una barrera de difusión, disminuyendo la permeabilidad de la dentina, ya que ocluye los túbulos dentinarios, evitando el contacto íntimo entre el sistema adhesivo y el substrato, anulando un prerequisite para la ocurrencia de la reacción adhesiva, además contiene bacterias en su composición, las que pueden sobrevivir y multiplicarse bajo la restauración, provocando la ocurrencia de lesiones secundarias. Es por esto, que muchos sistemas adhesivos en la actualidad consideran este sustrato un impedimento para lograr una adecuada técnica adhesiva,

postulando que debe ser eliminado, sin perjuicio de lo cual otros sistemas lo incorporan y solo postulan su modificación.^(27,28)

Nakabayashi y cols propusieron la eliminación completa de ésta capa, a través de un grabado con ácido ortofosfórico al 37%, aplicándolo directamente al tejido dentinario y a la vez en el esmalte, por un tiempo de 15 seg., y lavado por 60 seg. aproximadamente; esta es la denominada técnica de grabado ácido total. De esta manera los túbulos quedan completamente expuestos al medio, con su parte superficial parcialmente desmineralizada, y las fibras colágenas libres de sustancia mineral. Esta superficie no debe ser desecada completamente ya que pueden colapsar las fibras colágenas impidiendo de esta manera la adhesión de la resina al diente. Hoy en día este problema no es tan importante ya que algunos adhesivos son a base de agua, lo que de alguna manera recupera la humedad de las fibras. Al eliminar el barro dentinario estos adhesivos se introducen en los túbulos dentinarios y al polimerizar ahí forman los llamados Tags que proveen de retención adicional al material. A su vez en la superficie queda una capa de adhesivos que junto con los Tags y la infiltración de las fibras colágenas dan origen a la denominada capa híbrida.

Los avances técnicos de adhesivos dentinarios, en estos tiempos involucran tres direcciones:

- la técnica de grabado ácido total,
- la técnica del primer de autograbado
- la técnica de adhesivo de vidrio ionómero.⁽²⁸⁾

Unión con grabado ácido total.

El acondicionamiento simultáneo del tejido duro parece ser una reciente innovación. Sin embargo, es una técnica que ha sido estudiada por más de dos décadas. El ataque ácido a dentina imitando la técnica de grabado ácido usada para esmalte, remueve la capa de barro dentinario y es responsable de la desmineralización dentinaria con una profundidad de 0.5 a 7.5 micrómetros, dependiendo del tipo, concentración, pH, viscosidad del ácido y la duración de su aplicación.^(19,28)

La incorporación de monómeros hidrofílicos diluidos en solventes orgánicos que desalojan la humedad desde la dentina acondicionada, logran una íntima interacción con dentina desmineralizada intertubular y peritubular. Esta zona, también llamada "capa híbrida", es esencial para la unión a dentina.⁽¹⁹⁾

A pesar de que existe la posibilidad de penetración ácida dentro de los túbulos dentinarios, los 15 seg. de interacción para acondicionar la dentina son el límite para obtener una profundidad de pocos micrómetros (1.9 a 4.8 micrómetros). La variación observada en la profundidad al parecer no tendría efecto negativo en la adhesión.^(19,28)

La interdifusión del monómero hidrofílico en toda la extensión de la dentina peritubular e intertubular descalcificada y su interacción con el substrato inalterado, es de máxima importancia en esta técnica adhesiva. Los estudios han revelado la importancia de la capa híbrida, aceptando el hecho de que el sistema adhesivo no difunde completamente dentro de la zona desmineralizada y pueden quedar fibras colágenas

desnudadas, existiendo la posibilidad de formación de un espacio nanométrico entre la dentina inalterada y la capa híbrida, produciendo un fenómeno de nanoinfiltración.⁽²⁸⁾

La presencia en la clínica de la dentina húmeda es de fundamental importancia para obtener una adecuada capa híbrida, porque la delicada red de fibras colágenas puede colapsar frente a una excesiva desecación, impidiendo la interdifusión de monómeros en su interior.
(28)

La capacidad del solvente incluido en el agente de acoplamiento (acetona y alcohol de preferencia) de seguir al agua crea una gran interdifusión a la dentina. Sin embargo, el tipo y cantidad del solvente no son, aparentemente relevantes para la capacidad de sellado marginal.^(18,28)

El uso del adhesivo en una sola botella con la técnica de grabado total es popular, porque ellos son de fácil manipulación, convenientes y provocan menos confusión en la clínica que los sistemas adhesivos de múltiples pasos, aunque ello no mejora la unión.

La gran mayoría de los sistemas adhesivos comercializados en nuestro País, corresponden a este tipo de sistemas, ya sea con o sin la adición del relleno. Entre los primeros en nuestro País encontramos el Prime and Bond nt(Dentsply), One Coat Bond (Coltene), Excite (Vivadent) y Optibond Solo Plus (Kerr). Entre aquellos que no poseen relleno tenemos entre otros sistemas, el Single Bond (3M), Syntac Sprint (Vivadent), Optibond Solo (Kerr), Permaquick (Ultradent), etc.

Primer de Autograbado.

En estos sistemas adhesivos el mecanismo de unión a dentina consiste en un adhesivo autograbante, cuya composición presenta un ácido débil, que es el encargado de producir la desmineralización parcial de la dentina permitiendo el contacto de esta con el acondicionador que difunde y formaría la capa de hibridización que es requerida. Esta capa se diferenciaría de la formada por la técnica de grabado total en que a nivel microscópico la formación de Tags de resina es menos pronunciada, las fibras colágenas no serían completamente desmineralizadas, o sea, la hidroxiapatita no sería totalmente eliminada. La hidroxiapatita residual podría constituirse en un receptor adicional de la interacción intermolecular con el grupo carboxílico o fosfato del monómero (Van Meerbeek y otros, 2000). Los adhesivos de autoacondicionamiento ofrecen una aplicación más simple que el sistema de grabado total, porque ellos son capaces de acondicionar la superficie del diente y simultáneamente prepararla para la adhesión, disminuyendo los pasos clínicos requeridos para realizar la maniobra.⁽¹⁹⁾

La remoción del ácido que provoca el grabado dentinario es innecesaria, ya que es de carácter débil y poseería un breve tiempo de acción, lo que evita los problemas críticos que trae el grabado ácido convencional. La dificultad del resultado de la humedificación ideal de la dentina es eliminada y las posibles influencias negativas se reducen drásticamente. En el grabado ácido total el barro dentinario es removido completamente, dejando la capa superficial de la dentina desmineralizada, generando la posibilidad que el monómero de resina

difunda dentro de los poros de la dentina alterada. Esto no pasaría con el sistema de autograbado, porque tiene una cierta cantidad de monómeros de resina que interactúan simultáneamente con el tejido dentinario. Clínicamente, esto explicaría la reducción de la sensibilidad postoperatoria. Existe una gran diversidad de adhesivos de autograbado en el mercado, pero no muchos saben de su capacidad de grabar el tejido dentario. Así, algunos de estos sistemas pueden ofrecer resultados completamente distintos cuando se aplican sobre el tejido duro dentario (esmalte y dentina) por las diferentes composiciones de estos dos substratos. ⁽²⁸⁾

Adhesivo de Vidrio Ionómero.

La tercera estrategia adhesiva se aproxima a la forma antigua (siguen el sistema resina-base), esto involucra la interacción del vidrio ionómero base con el substrato dentario (Ej Sistema Fuji de G.C). La dilución del material restaurador adicionando más resina ha resultado en el desarrollo de adhesivos de vidrio ionómero modificado con resina que pueden unir las resinas compuestas al tejido dentario. La aplicación consiste en un pequeño pretratamiento con ácido polialquenoico que limpia la superficie dentaria; el barro dentinario es removido y las fibras colágenas son expuestas en la superficie aproximadamente 0.5 a 1 micrómetro de profundidad, esto determina el establecimiento de una unión micromecánica debido a la interdifusión de la resina siguiendo el principio de hibridación. El pretratamiento

con ácido polialquenoico es el camino para la exposición de las fibras colágenas, las que no son completamente desmineralizadas, por lo que existe presencia de hidroxiapatita residual. La adhesión química es obtenida adicionalmente por la interacción iónica del grupo carboxílico del ácido polialquenoico con el calcio de la hidroxiapatita que queda del ataque a las fibras colágenas (Yoshida y otros, 2000), Se menciona además que los adhesivos con un suave autograbado, tienen una unión química suplementaria que puede ser benéfica particularmente en términos de resistencia por la rápida degradación hidrolítica. En consecuencia, el mecanismo fundamental de los adhesivos de vidrio ionómero y los adhesivos de autograbado puede ser similar. ⁽¹⁹⁾

Clasificación:

En Odontología, son los sistemas adhesivos los que cumplen el rol de compatibilizar las superficies dentarias y del material de restauración. Dentro de ellos, están los sistemas adhesivos usados con las resinas compuestas, los cuales se presentan en una gran gama y variedad de productos, los cuales se pueden clasificar de diferentes formas dependiendo de sus características, composición, sistema de endurecimiento, etc., a continuación se detallaran las que comúnmente más se utilizan:

1- Según su unión a dentina, se pueden clasificar en:

- a) adhesivos dentinarios con unión a la parte inorgánica de la dentina.
- b) adhesivos dentinarios con unión a la parte orgánica de la dentina ⁽¹⁸⁾.

Esta clasificación resulta ser más didáctica que la que postulaba la división de los adhesivos en tres grupos distintos, de acuerdo al mecanismo de acción intrínseco del compuesto y que eran:

- a) adhesivos dentinarios con unión a la hidroxiapatita.
- b) adhesivos dentinarios por infiltración dentinaria con monómero.
- c) adhesivos dentinarios por unión a las fibras colágenas ⁽¹⁸⁾.

2- Según la estrategia adhesiva: esta clasificación de los adhesivos es presentada básicamente según el número de pasos clínicos a seguir en su aplicación, y de acuerdo a ello encontramos:

- a) adhesivos de grabado total: incluye el ácido fosfórico grabador para esmalte y dentina y una botella de primer adhesivo.
- b) adhesivo de autograbado: incluye un primer autograbador en el cual se combina el ácido y el primer en un solo procedimiento, siguiendo después con la aplicación de una resina adhesiva en algunos casos o directamente con el material restaurador en otros.
- c) adhesivos de vidrio ionómero modificado con resina: incluye al ácido polialquenoico grabador y una botella del primer adhesivo ⁽¹⁹⁻²⁰⁾.

3- Según la cronología: la clasificación más usada en los adhesivos es de base cronológica, es decir, más o menos en el tiempo que estos materiales se han puesto en el mercado. Se consideran seis generaciones de sistemas adhesivos:

La primera generación corresponde a adhesivos utilizados para pequeñas restauraciones clase III y clase V, cuyas preparaciones cavitarias eran similares a las de amalgama y frecuentemente se observaba sensibilidad postoperatoria, teniendo un mal desempeño clínico en las lesiones clase V ⁽²⁰⁾. Principalmente buscaban adhesión química a la superficie dentaria, lo cual buscaron a través de una reacción de quelación entre el calcio superficial y un comonomero de NPG-GMA desarrollado por Bowen en 1965, pero en estudios experimentales obtuvo bajas cifras de resistencia adhesiva, del orden de los 2-3 Mpa. Estos adhesivos no trataban la dentina y se componían de resinas hidrofóbicas ⁽²⁰⁾.

Los de segunda generación, aparecieron en la década de los ochenta, intentaron usar el barro dentinario como superficie de unión, necesitaban de cavidades retentivas, que mostraban extensas microfiltraciones en los márgenes terminados en dentina ⁽²¹⁾, utilizaron fosfatos polimerizables añadidos al Bis-GMA para aumentar la adhesión a las estructuras mineralizadas del diente, por medio de una reacción iónica entre los grupos fosfatos negativos y el calcio con carga positiva. Presentaban bajos valores de resistencia adhesiva, del orden de 7 MPa., esto se debía principalmente a que se unían al barro dentinario y no a la dentina.

La tercera generación introdujo el uso de un sistema de dos componentes: un agente

imprimante y el adhesivo. El primer o acondicionador dentinario era aplicado antes del agente de unión, logrando modificar o eliminar la capa de barro superficial permitiendo la penetración de la resina hacia la dentina subyacente, buscando así lograr una unión micromecánica y no química. Estos materiales presentaban mayor humectabilidad y adhesión alcanzando valores de resistencia entre 9 a 19 MPa, además los diseños cavitarios eran menos retentivos⁽²²⁾.

La cuarta generación, presentaba la formación de una capa híbrida en la dentina, basada en la impregnación y difusión de la resina de enlace en la dentina descalcificada, polimerizando interdigitada con la malla de colágeno. Los conceptos de grabado ácido total para eliminar el barro dentinario y adhesión sobre dentina húmeda con desmirelización de la superficie y exposición de la trama colágena, son propios de esta generación de adhesivos, aplicándose en tres pasos que son el acondicionamiento ácido, la imprimación y la capa adhesiva propiamente tal. Su alta adhesión del orden de 16-23 Mpa., y baja sensibilidad postoperatoria permitió realizar restauraciones de composite en piezas posteriores.⁽²³⁾

Los de quinta generación combinan en una sola botella el agente imprimante y el adhesivo, por lo que son conocidos como sistemas monobotella, presentan instrucciones simples y no requieren la necesidad de mezclar componentes, por lo que reducen los pasos clínicos al aplicarse. Requieren grabado con ácido fosfórico, los tiempos operatorios son igualmente largos respecto a los otros sistemas. Presentan una baja sensibilidad

postoperatoria.⁽²⁴⁾

Los de sexta generación corresponden a los adhesivos de autograbado, por lo tanto, eliminan el grabado y enjuague, eliminando el riesgo de colapso de las fibras colágenas, dejan un residuo de capa de barro dentinario.⁽²⁴⁾

4- Según el mecanismo de polimerización:⁽¹⁹⁾

- a) Fotopolimerización: Optibond Solo Plus, Excite, Single Bond.
- b) Autopolimerización .
- c) Dual: All Bond.

5-Según el solvente: los adhesivos dentinarios pueden llevar distintos tipos de solventes en su composición,⁽¹⁹⁾ los que pueden ser:

- a) **Acetona:** que es más volátil, se evapora rápidamente, excelente perseguidor del agua, aunque es un fuerte agente de secado (riesgo de desecar la dentina).
- b) **Agua:** buena capacidad de penetración, posibilita el autograbado, tiene una evaporación lenta por lo que dificulta la remoción, el remanente de agua puede poner trabas a la penetración y polimerización de la resina.
- c) **Alcohol:** excelente capacidad de penetración, buen compromiso respecto a la evaporación, buena energía superficial para mojar la capa de fibras colágenas expuestas. En los adhesivos autograbantes, generalmente el agente imprimante contiene una mezcla acuosa de alcohol, ácido y monómeros funcionales además de otros constituyentes. Este "primer" ácido de autograbado puede grabar esmalte y dentina simultáneamente y promueve la difusión de

monómero dentro de las superficies desmineralizadas del diente, aunque ha mostrado una menor capacidad de grabado porque su pH es relativamente mayor comparado con el ácido fosfórico grabador. Algunos investigadores como Prati concluyeron que el sistema de grabado con ácido fosfórico muestra mejores resultados clínicos en el esmalte que el sistema de autograbado. Con estos resultados parecería ser que la capacidad del "primer" de autograbado no es adecuada para acondicionar el esmalte.

Dentro de los sistemas adhesivos utilizados en la actualidad, los que gozan más de las preferencias de los profesionales, son aquellos en los cuales su forma de uso es más simple, disminuyendo los pasos que se deben seguir para su aplicación clínica y aumentando el porcentaje de éxito con su utilización, en este sentido los sistemas adhesivos que más han experimentado avance en estos últimos años son los que incorporan las técnicas adhesivas de grabado ácido total y Primer Autograbante, sin perjuicio de que todos los sistemas adhesivos mencionados proponen formas diferentes de acondicionar la superficie dentinaria para la realización de los procesos adhesivos. Es aquí cuando surge la pregunta, ¿cual será el mejor sistema de adhesión?, sin embargo todas las pruebas realizadas por los fabricantes sugieren buenas propiedades tanto físicas como mecánicas de sus productos, es por eso que los estudios independientes cobran una gran importancia a la hora de poder decidir entre uno y otro, es verdad que todas las pruebas no se realizan en las mismas condiciones, ni tampoco los métodos de pruebas son iguales, pero se puede establecer similitudes entre todas las investigaciones. Lo

verdaderamente relevante es que todos estos sistemas reflejan menores valores de sus propiedades en investigaciones particulares, es por esto y la constante aparición de nuevos productos y modificaciones de los ya existentes en el mercado lo que nos lleva a plantearnos como objetivo comparar la resistencia adhesiva, por medio de una aplicación de una fuerza de cizallamiento, de dos sistemas adhesivos fabricados por una misma empresa, uno de los cuales presenta una nueva composición en la cual se le agregan partículas de forma esférica de nanorrelleno, lo que aumentaría sus propiedades mecánicas, disminuiría su infiltración marginal y lograría un mejor sellado dentinario en consecuencia formaría una mejor capa de hibridización con respecto a su predecesor que no presenta estas partículas en su composición, con lo cual al extrapolar estos resultados a su aplicación clínica mejoraría su comportamiento en desmedro de su predecesor.

Sistemas Adhesivos Utilizados:

Adper Single Bond.

El sistema adhesivo adper single bond es un sistema diseñado para ser aplicado directamente sobre la superficie tanto dentinaria como de esmalte, cuya forma de endurecimiento es de tipo físico a través de luz (fotopolimerizable), posee varias indicaciones clínicas dentro de las cuales se encuentran: restauraciones directas de resina compuesta, carillas de porcelana, desensibilización de superficies radiculares y reparaciones de porcelana.

En su composición este adhesivo presenta: una solución de agua, etanol, HEMA, Bis GMA, dimetacrilatos, un sistema fotoiniciador no especificado por el fabricante, un copolímero funcional de metacrilato de ácido poliacrílico y poliitacónico. El sistema adhesivo adper single bond está diseñado para logra una adhesión en húmedo con el fin de no provocar un excesivo desecamiento de la dentina.

El sistema adhesivo presenta valores de resistencia adhesiva informados por el fabricante de 31 MPa. , promedio para esmalte y 27 MPa., promedio para dentina, sus pruebas se realizaron sobre cilindros de marterial restaurador al cual se le aplicaron fuerzas no estableciendo de que tipo si estas fueron de micro tensión o de cizallamiento.

La permeabilidad dentinaria que presenta este material variará dependiendo de la profundidad de la dentina en que se realice la adhesión, pero posee un promedio de reducción de permeabilidad indicada por el fabricante de un 96%.

El sistema adhesivo presenta un grosor de película de 10 micrones tanto para esmalte y dentina y un grosor de la capa híbrida de 3-4 micrones en dentina.

La microinfiltración reportada para este adhesivo por el fabricante en pruebas realizadas sobre molares humanos in vitro, termocicladas entre 5° y 55° por 850 ciclos y pigmentadas con nitrato de plata, presentaron: infiltración en una de las ocho muestras realizada para esmalte, y en las otras el rango de penetración fue de 0.5 m.m., para el caso de dentina, todas las muestras reportadas presentaron filtración en el margen dentinario, el rango de penetración fue de 0.33 m.m.

Adper Single Bond Dos (Adper Single Bond Plus en Ingles)

El sistema adper single bond dos es presentado como la evolución natural del sistema adhesivo adper single bond, la principal diferencia entre ambos radica en la incorporación de un 10% de partículas de relleno inorgánico de silicio de 5nm. de diámetro en su composición, lo que aumentaría y favorecería sus propiedades tanto físicas como mecánicas.

En su composición este adhesivo presenta una solución de agua, etanol, HEMA, Bis GMA, dimetacrilatos, un sistema fotoiniciador no especificado por el fabricante, un copolímero funcional de metacrilato de ácido poliacrílico y poli-itacónico. El sistema adhesivo adper single bond 2 está diseñado para lograr una adhesión en húmedo con el fin de no provocar un excesivo desecamiento de la dentina.

La Nanotecnología que sugiere este nuevo sistema es la incorporación de un 10% de partículas de silicio esféricas de 5nm. de diámetro en peso, incorporadas al adhesivo previo tratamiento de silanización y procesos para evitar la aglomeración, además su tamaño pequeño mantendría las partículas dentro de una suspensión coloidal y no provocaría su almacenamiento en el fondo del frasco por lo que no se necesitaría agitarlo antes de su uso.

Las indicaciones de uso para este tipo de adhesivo son: Restauraciones directas de resinas compuestas y compómero, desensibilización de la superficie radicular, reparaciones de composites y porcelanas.

El sistema adhesivo presenta rango de valores de resistencia adhesiva informados por el fabricante para la aplicación de fuerza de cizallamiento de 29.7 ± 6 MPa., promedio para esmalte

y 28.9 ± 1.8 MPa., promedio para dentina, para la aplicación de fuerzas de micro tensión el estudio es externo al fabricante y los valores fueron mayores del orden de 45 MPa. para dentina, pero para esmalte no fueron significativamente mayores que los valores obtenidos por los sistemas con los que fue comparados.

El sistema adhesivo Adper Single bond dos presenta un grosor de película distinto tanto para esmalte como para dentina, el grosor de la capa para esmalte es mayor de 6.4 (2.80) micrones, mientras que para dentina se presenta un grosor de capa de 4.22 (1.25) micrones.

Hipótesis:

Existen diferencias significativas en el grado de resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta realizadas con los sistemas adhesivos single bond y Adper single bond 2.

Objetivo General:

Determinar si existen diferencias significativas en el grado de resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta realizadas con los sistemas adhesivos single bond y Adper single bond 2.

Objetivos Específicos:

- Determinar cuantitativamente “in Vitro” el valor de la resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta realizadas con sistema adhesivo single bond.
- Determinar cuantitativamente “in Vitro” el valor de la resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta realizadas con sistema adhesivo Adper single bond 2.
- Analizar comparativamente los valores de resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta obtenidos con los sistemas adhesivos single bond y Adper single bond 2.

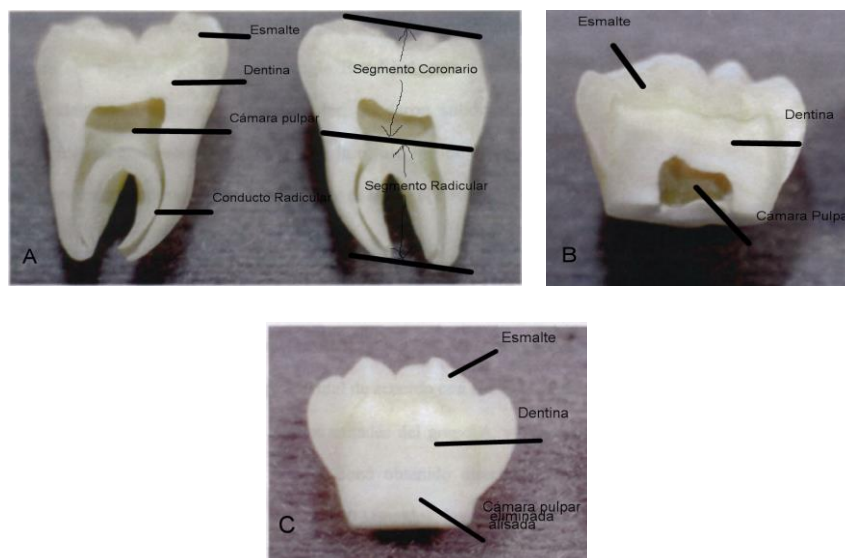
Material y Método.

El presente trabajo fue realizado en los laboratorios del Área de Biomateriales Odontológicos del Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile, y en el Laboratorio de Envases PROTEN perteneciente a la Vicerectoría de Transferencia Tecnológica de La Universidad Tecnológica Metropolitana.

Para la evaluación de la resistencia adhesiva que presentan los materiales Single bond y Adper Single bond 2, se confeccionaron 20 cuerpos de prueba conformados por superficies dentarias alisadas provistas de esmalte y dentina, los cuales fueron divididos en dos grupos de diez muestras cada uno, al primero se le aplicó el adhesivo single bond y al segundo grupo el adhesivo adper single bond dos, según la técnica de adhesión proporcionada por el fabricante y utilizando la técnica de grabado ácido total. Los materiales y metodología utilizada se describirán a continuación:

1. Se recolectó una muestra de 10 molares humanos libres de caries recientemente extraídos, los cuales fueron conservados después de su exodoncia y hasta la confección de los cuerpos de prueba en suero fisiológico isotónico con formalina al 2%.
2. Se retiraron los restos de ligamento periodontal de los molares recolectados para el estudio con curetas gracey 13-14 Hu Friedy, realizando posteriormente el seccionamiento de las piezas dentarias en sentido vestíbulo lingual o palatino,

perpendicular al plano oclusal, utilizando micromotor de baja velocidad, con portadisco y disco de carburum, bajo agua corriente para evitar su desecación. Se obtuvieron así dos hemimolares a los cuales se les retiró el segmento radicular un milímetro por debajo del límite amelocementario, utilizando el mismo procedimiento anterior, luego con elementos de alta velocidad (turbina y piedra diamantada cilíndrica), se eliminaron los restos de la cámara pulpar, para obtener una superficie lisa y plana compuesta tanto por tejido dentinario como por esmalte, como se muestra en la fotografía 1.C. Hechos los cortes las muestras obtenidas se conservaron en suero fisiológico isotónico de cloruro de sodio 0.9% (laboratorio Braun).



Fotografía Número Uno: En A se muestra la pieza seccionada en dos hemimolares, en B se muestra un hemimolar al cual se le realizó el corte del segmento radicular un milímetro por debajo del límite amelocementario y por último en C se muestra como quedó el cuerpo de prueba después de la limpieza y retiro de los restos de la cámara pulpar, logrando una superficie lisa y aplanada.

3. Se clasificaron las muestras de tejido dentario en dos grupos compuestos por diez cuerpos de prueba cada uno, el primero correspondiente al grupo en que se aplicó el adhesivo single bond según técnica de grabado ácido total convencional e indicaciones del fabricante, y un segundo grupo al que se le aplicó el adhesivo dentinario adper single bond 2, previa realización de técnica de grabado ácido total y siguiendo las indicaciones del fabricante.

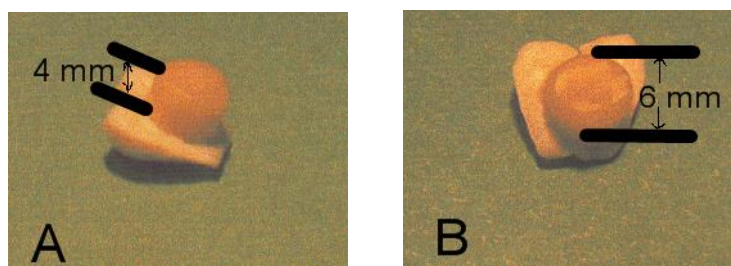
4. Luego se realizó la confección de cilindros de resina compuesta en la superficie alisada y plana formada tanto por esmalte y dentina, para lo cual se realizaron los siguientes procedimientos:

a. Primero se aplicó ácido ortofosfórico en gel al 37% sobre la superficie dentaria por 25 segundos, luego se lavó con abundante agua por un periodo no menor al realizado para la aplicación del ácido, es decir 25 segundos, posteriormente se secó la superficie con papel absorbente, retirando el exceso de humedad teniendo como precaución evitar el desecamiento del tejido dentario.

b. Posteriormente se aplicó sobre la superficie grabada el adhesivo dentinario en dos capas, para la primera se colocó el adhesivo y se frotó por diez segundos soplando posteriormente con pera de aire, luego se aplicó la segunda capa frotando el adhesivo por diez segundos, aplicando aire con la pera de aire sobre la superficie para formar una capa homogénea sobre la superficie, la que posteriormente fue polimerizada con lámpara

de fotocurado por 20 segundos (primero en la zona de cúspides y luego en la zona más cervical).

c. Luego sobre la superficie con adhesivo se confeccionó con ayuda de un conformador de probetas metálico calibrado y estandarizado, el cilindro de resina que posee las dimensiones de seis milímetros de diámetro por 4 milímetros de alto. Para ello primero se aisló con aislante de silicona la superficie del conformador de probetas para que en el proceso de polimerización de la resina compuesta ésta no se adhiriera a él, luego se colocó el conformador sobre la superficie dentaria con adhesivo y se fijó a ella, posteriormente se aplicó la resina compuesta sobre la superficie con espátula para resina y se condensó hasta enrasar el conformador, se cubrió la superficie con un portaobjetos para polimerizar el bloque de resina compuesta todo a la vez por cuarenta segundos, posteriormente se realizó el retiro del conformador con un golpe seco y de una sola vez.

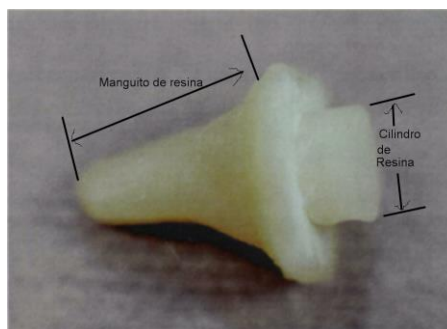


Fotografía Número Dos: En A se observa una vista lateral del cuerpo de prueba con el cilindro de resina ya confeccionado con una altura de 4 m.m., y en B se observa una vista frontal del cuerpo de prueba con el cilindro de resina ya confeccionado y con un diámetro de 6 m.m.

5. Todos los cuerpos de prueba fueron debidamente almacenados en frascos de vidrio rotulados como muestras con single bond y muestras con adper single bond dos,

diez para cada uno, para luego ser conservados en una estufa a 37°C con 100% de humedad relativa por un periodo de 48 horas.

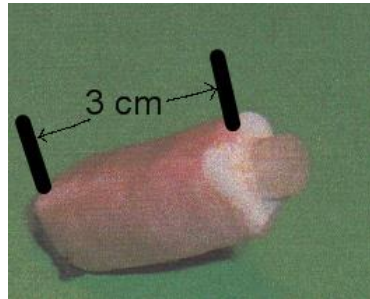
6. Luego, a cada cuerpo de prueba se le realizó sobre la superficie opuesta al cilindro de resina, formada solo por esmalte, la confección de un manguito de resina (para lo cual se utilizó la resina compuesta rok de SDI), de forma cilíndrica de diámetro variable y de un largo de 1,5 centímetros.



Fotografía Número Tres: Se muestra la confección del manguito de resina compuesta en la superficie opuesta al cilindro de resina, esta superficie está compuesta solo por esmalte.

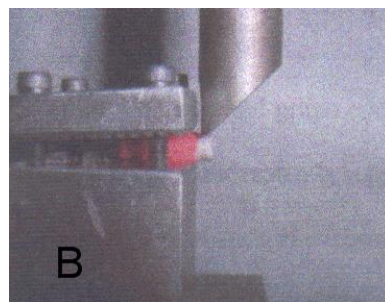
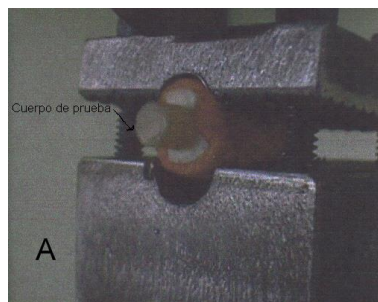
7. Posteriormente el manguito de resina fue cubierto con acrílico de autopolimerización rosado marché, conformando un manguito de acrílico de un tamaño aproximado de 3 centímetros de largo por un diámetro variable dependiendo del tamaño de la muestra, es importante resaltar que este manguito debe poseer una superficie alisada y debe estar adaptado para ser colocado en la mesa de fijación de la máquina Instron para ensayos universales. Los cuerpos de prueba confeccionados fueron

guardados en la estufa a 37° y 100% de humedad hasta el día de su testeo en la máquina para ensayos universales Instron.



Fotografía Número Cuatro: Se muestra la confección sobre el manguito de resina compuesta del manguito de acrílico de autopolimerización que servirá posteriormente para la colocación del cuerpo de prueba y fijación de la muestra en la máquina Instron para ensayos universales.

8. Los cuerpos de prueba quedaron formados entonces por una parte, por el cilindro de resina compuesta con las dimensiones antes descritas y por otra parte por el manguito hecho en resina compuesta y acrílico de autopolimerización el cual permitía la fijación a la maquina para ser testeados. Una vez transcurrido el tiempo de almacenaje en la estufa, loa cuerpos de prueba fueron sometidos a una fuerza de cizallamiento con una carga de 200 kilogramos y una velocidad de 0.2 centímetros por minuto.



Fotografía Número Cinco: En A se observa una vista frontal del cuerpo de prueba situado en la mesa de la máquina Instron y en B se observa la aplicación de la fuerza de cizallamiento por medio de una púa de la máquina Instron sobre el cuerpo de prueba.

9. Los resultados Obtenidos en la máquina para ensayos universales Instron fueron transformados de kilogramos fuerza a megapascales, para lo cual primero se debe calcular el área de un círculo de resina compuesta cuya fórmula es:

$$a = \pi * r^2, \text{ en nuestro caso } a = 3,14 * 3^2 = 0.28 \text{ centímetros cuadrados}$$

Luego se debe relacionar la fuerza aplicada por el área en centímetros cuadrados a la cual se aplicó, para lo cual se divide la fuerza por el área correspondiente y posteriormente se divide el resultado por 9,8 para ser expresado finalmente en megapascales, dado que esta es una unidad de medida de uso universal en la actualidad.

Los valores obtenidos en la máquina Instron se expresan en las tablas 1 y 2 y gráficos 1 y 2, los resultados transformados a megapascales se resumen en la tabla 3.

Luego, estos resultados fueron analizados estadísticamente mediante el T-Test de Student, para determinar si había diferencias significativas.

Resultados:

Los resultados obtenidos con la máquina Instron para cada uno de los 10 cuerpos de prueba se muestran en la tabla uno para los valores obtenidos por la muestra realizada con single bond. En la tabla número dos se muestran los valores obtenidos para los 10 cuerpos de prueba realizados con adper single bond 2. La tabla tres muestra los valores obtenidos de resistencia adhesiva por ambas muestras expresados en Megapascuales.

Tabla Número Uno: Valores obtenidos en la máquina Instron para las muestras realizadas con el adhesivo Single Bond.

Cuerpo de Prueba	Carga Máxima (KgF)	Desplazamiento Máximo (m.m.)	Tens. Máx. (KgF/m.m ²)
1	40,56	2,364	1,435
2	11,98	1,084	0,421
3	31,69	2,048	1,121
4	42,07	2,127	1,488
5	35,48	2,53	1,255
6	35,17	1,583	1,244
7	39,24	2,443	1,388
8	38,92	1,88	1,377
9	23,5	1,92	0,843
10	43,08	1,553	1,623

Tabla Número Dos: Valores obtenidos en la máquina Instron para las muestras realizadas con el adhesivo Adper Single Bond Dos

Cuerpo de Prueba	Carga Máxima (KgF)	Desplazamiento Máximo (m.m.)	Tens. Máx. (KgF/m.m ²)
1	39,82	1,714	1,408
2	37,19	1,333	1,315
3	41,21	1,627	1,457
4	54,51	1,55	1,928
5	36,4	1,663	1,287
6	54,54	2,24	1,929
7	46,3	1,847	1,638
8	33,02	1,397	1,168
9	40,81	2,25	1,443
10	57,72	1,737	2,041

Tabla Número Tres: Valores de Resistencia Adhesiva para las muestras de Ambos adhesivos expresados es Megapascuales.

Número de muestra	Resistencia en MPa. Muestra SB	Resistencia en MPa, Muestras ASB2
1	14,78	14,5
2	4,338	13,55
3	11,54	15
4	15,23	19,86
5	12,93	13,26
6	12,81	19,87
7	14,29	16,87
8	14,18	12
9	8,691	14,87
10	16,72	21

Análisis de los Resultados.

Los resultados obtenidos en ambos grupos de muestras fueron sometidos al T-Test Student, para poder determinar si existen diferencias significativas entre los grupos de muestras analizados.

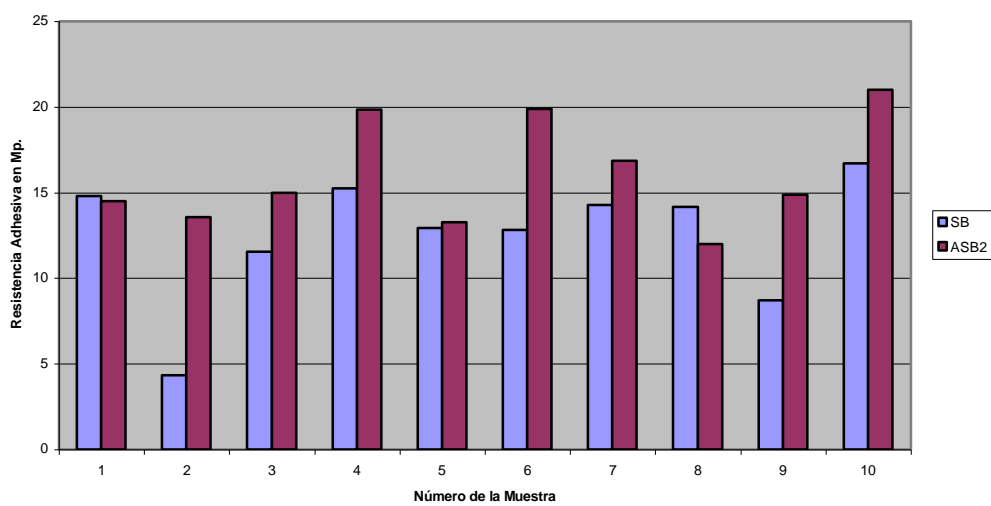
Tabla Número Cuatro: Comparación de Valores Promedio.

Grupo	Número de Muestras.	Promedio	Desviación Estándar	SEM
1 (Single bond)	10	12.56 MPa.	3.64	1.15
2 (Adper Single bond 2)	10	16.08 MPa.	3.16	1
Diferencia		3.52		0.15

Mediante el análisis estadístico del T-Test de Student se obtuvo el valor de $p = 0.03$ lo que significa que existe un 97% de confiabilidad en los resultados obtenidos, determinando entonces la existencia de diferencia significativa entre los sistemas adhesivos utilizados.

El gráfico número tres nos muestra una comparación de los valores obtenidos de resistencia adhesiva expresados en megapascales para las muestras analizadas en el presente estudio, obteniéndose como mayor valor de resistencia adhesiva para la muestra realizada con Single bond de 16.72 Mp., y para la muestra realizada con Adper single bond dos se obtuvo un valor de 21 Mp., siendo los valores de menor resistencia para el primero 4.338 Mp., y para el segundo 12 Mp.

Comparación de la Resistencia Adhesiva de las muestras realizadas con Single Bond y Adper Single Bond Dos



Discusión:

Hoy en día existe una gran variedad de sistemas adhesivos presentes en el mercado, cada uno de los cuales introduce variaciones en su composición de acuerdo a la estrategia que utilice para unirse al sustrato dentinario, es así como surgen los adhesivos que presentan un relleno inorgánico en su composición, existiendo varias marcas comerciales que los producen, pero el respaldo científico de criterios de investigación independientes que avalan su comportamiento clínico y sus propiedades tanto mecánicas como físicas es escaso, dado lo cual es que en el presente trabajo nos propusimos comparar la resistencia adhesiva que presentan dos sistemas adhesivos elaborados por una misma empresa, uno de los cuales presenta en su composición incorporada un porcentaje de partículas de relleno inorgánico y el otro no.

Para realizar las pruebas sobre resistencia adhesiva existen varios métodos, dentro de los más utilizados en el presente se encuentran los que aplican una fuerza de cizallamiento y otros aplican una fuerza de micro tensión. nosotros utilizamos el método que ocupa una fuerza de cizallamiento dado que presenta ventajas comparativas en cuanto a su fidelidad y representatividad de lo que ocurriría en el sistema estomatognático, además de poseer un procedimiento estandarizado avalado por muchos estudios previos.^(29, 30, 31)

Los resultados obtenidos se encuentran dentro de los rangos esperados para la aplicación de la fuerza de cizallamiento para las muestras de Adper Single Bond ⁽³²⁾, sin embargo, para las muestras de Adper Single Bond 2 los resultados obtenidos se encuentran en rangos levemente menores que los presentados en la literatura ⁽³⁷⁾, pero existe congruencia con la literatura internacional dado que en este trabajo también se manifestaron diferencias significativas a favor del sistema que incorpora en su composición partículas de relleno inorgánico (Adper Single Bond 2), dado que experimentó un incremento de su fuerza de resistencia adhesiva a la aplicación de la fuerza de cizallamiento en comparación con el que no las posee Adper Single Bond.

Al comparar los resultados obtenidos para ambos sistemas adhesivos con la información proporcionada por el fabricante ^(36, 37), podemos observar que existen diferencias importantes entre los valores de resistencia adhesiva logrados en este trabajo con ambos adhesivos y los resultados proporcionados por el fabricante, esto se puede explicar por el hecho de que los métodos utilizados para realizar la investigación pueden ser diferentes, además influirían las condiciones en que se realizaron las pruebas y la forma de almacenaje de los cuerpos de prueba. Se debe tener presente que los cuerpos de prueba realizados en este estudio se obtuvieron de terceros molares humanos recientemente extraídos, ellos poseen un sustrato que presenta un grado de mineralización inferior al de los demás dientes y se realizaron los procesos adhesivos

sobre una superficie compuesta tanto por esmalte como por dentina y siendo esta última, por la forma de realización de las muestras, una dentina profunda que presenta mayor porcentaje de matriz orgánica y por ende menor componente inorgánico y mayor presencia de humedad lo que dificultaría mayormente todo el proceso adhesivo.

Conclusiones.

De acuerdo a las condiciones en que se realizó este trabajo y conforme a los resultados obtenidos, se puede concluir que:

1. Las restauraciones de resina compuesta realizadas con el sistema adhesivo Single Bond (3M) y técnica de grabado ácido total para esmalte y dentina, realizada según las indicaciones del fabricante obtuvieron un valor promedio de resistencia adhesiva de 12,56 MPa.

2. Las restauraciones de resina compuesta realizadas con el sistema adhesivo Adper Single Bond 2 (3M) y técnica de grabado ácido total para esmalte y dentina, realizada según indicaciones del fabricante obtuvieron un valor promedio de resistencia adhesiva de 16,08 MPa.

3. Las restauraciones de resina compuesta realizadas con el sistema adhesivo Adper Single Bond 2 presentó valores mayores de resistencia adhesiva al compararlos con las restauraciones de resina compuesta realizadas con el sistema adhesivo Single Bond.

4. Existen diferencias estadísticamente significativas ($p=0.03$) entre ambos sistemas adhesivos, con lo que se confirma la hipótesis planteada.

Resumen.

En el presente trabajo se realizó un análisis comparativo “*In Vitro*” de la resistencia adhesiva que presentan dos sistemas adhesivos fabricados por una misma empresa, uno de los cuales presenta en su composición partículas de nanorrelleno que mejorarían sus características y sus propiedades mecánicas. Para ello se realizó la recolección de una muestra de diez terceros molares humanos recientemente extraídos los cuales fueron conservados en una solución de suero fisiológico con formalina al 2% hasta el momento de su utilización.

Lo primero que se realizó fue la eliminación de los restos del ligamento periodontal con cureta 13-14 y la limpieza de la superficie coronaria con pastas de pulido, para posteriormente realizar el seccionamiento de la pieza dentaria en dos mitades por medio de discos de carborundum en portadiscos y sistema de baja velocidad, lo cual se realizó bajo refrigeración para evitar el excesivo desecamiento dentinario, luego se realizó la eliminación del segmento radicular un milímetro por debajo del límite amelocementario y se eliminó todo el contenido de la cámara pulpar con el fin de obtener una superficie alisada y pulida por medio de fresas de diamante con sistema de alta velocidad bajo constante refrigeración. Las muestras así conformadas se almacenaron en suero fisiológico isotónico hasta completar la confección de los cuerpos de prueba.

Posteriormente se procedió a adherir cilindros de resina compuesta sobre la superficie alisada y pulida constituida tanto por esmalte como dentina, para lo cual se realizó la técnica de grabado ácido total y la aplicación del sistema adhesivo según indicaciones del fabricante, las muestras fueron realizadas alternamente para SB y ASB2 con el fin de que presentaran similar tiempo de fabricación, luego sobre la superficie opuesta fue construido un cilindro de resina compuesta sobre el cual se efectuó la confección de un manguito de acrílico de autopolimerización con el fin de poder posicionar las muestras en una máquina para ensayos universales Instron, las muestras fueron almacenadas en una estufa a 37 °C. y 100% de humedad hasta el día en que fueron sometidas a carga.

Las muestras fueron testeadas en una máquina para ensayos universales Instron que poseía una carga máxima de 5000Kg, a una carga de 200Kg con una velocidad de 0.2cm/min., los resultados fueron tabulados y convertidos de Kgr/fuerza a Mega pascuales y comparados entre si por medio del t-test de student, obteniéndose diferencias significativas entre los sistemas adhesivos a favor del adhesivos que presentaba en sus componentes partículas de nanorrellenos (ASB2).

Bibliografía.

1. Bader M., Astorga C., y otros, “Biomateriales Dentales” Propiedades generales, Tomo 1 Primera Edición, U de Chile 1996, 71 p, p 8-15, 49-62 Cáp., 1-4.
2. Mariné A., Stanke F., Urzúa I., “Tratamiento de una enfermedad Infectocontagiosa”. 1ª Edición. Facultad de Odontología Universidad de Chile. 1997.
3. Urzúa I., Stanke F., Mariné A., “Nuevas Estrategias en Cariología”. Facultad de Odontología Universidad de Chile. 1999.
4. Bravo Joel, “Análisis comparativo In Vitro del grado de adaptación marginal entre dos resinas compuestas microhíbridas (Z-250 v/s Point 4)”. Trabajo de investigación requisito para optar al Título de Cirujano Dentista, Facultad de Odontología, Universidad de Chile, 2003.
5. Barrancos M., Barrancos j., y colaboradores, “Operatoria Dental”, 3ª Edición Editorial Panamericana, Capítulo 17,21 Pág. 567-578; 657-690, Argentina, 1999
6. Phillips “Ciencia de los Materiales Dentales” Fundamentos para su estudio, Segunda Edición, Editorial Mc Graw-Hill Interamericana, Capítulos 2-3, Pág. 13-32, 313-326, 1998.
7. Craig R., O'Brien W., Powers J., “Materiales Dentales Propiedades y Manipulación: Materiales para restauraciones estéticas directas”, Capítulo

Cuatro, Times Mirror Internacional Publisher División Iberoamericana; Madrid, 1996.

8. Craig R., O'Brien W., Powers J., "Materiales dentales, Propiedades y Manipulación", 6ª Edición, Editorial Mosby, Capítulos 1-4, Pág. 1-55, 1999.
9. Raúl J., Spadilero M., Uribe J., "Operatoria Dental Ciencia y Práctica": Sistemas Resinosos Compuestos, Avances Medicas Centrales, capitulo 8, Pág. 207-225, Madrid, 1990.
10. Ribera C., Quevedo E., Bader M., "Análisis comparativo in vitro de las propiedades físicas y mecánicas de dos resinas compuestas de reciente aparición v/s su predecesora", Revista Facultad de Odontología, Universidad de Chile, v. 18, Pág. 25-33, 2000, Chile.
11. Peutzfeldt A., "Resin Composite in Dentistry: The Monomer System", Eur, Journal Oral Sci, v. 105, Pág 97-119, 1997.
12. Baratieri L., Monteiro S., Cardoso L., Thaudeu L., "Operatoria Dental Procedimientos Preventivos y Restauradores" Restauraciones con resinas compuestas, Editorial Ltda., Capitulo 7, Sao Paulo, Brasil, 1993.
13. Pontes D., de Melo A., Monnerat A., "Microleakage of new all-in one Adhesive Systems on Dentinal and Enamel Margins", Quintessence Int. 33(2): 136-139, 2002.

14. Machi R., "Materiales Dentales, Fundamentos para su Estudio", 2ª Edición, Editorial Médica Panamericana, Capítulos 1, 2, 3, Pág. 11-13, 27-46, 47-54, 1988.
15. Guzmán H., "Biomateriales Odontológicos de uso Clínico", 1ª Edición, Editorial presencia Ltda., Capítulo 4, Pág. 31-44, 1990.
16. O'Keefe K.L., Powers J.M., "Adhesion of Resin Composite Core Materials to Dentin", *Int. Journal Prosthodont*, v. 14(5): Pág. 451-456, Sep.-oct. 2001.
17. Buonocore M., Rochester N. Y., "Adhesive retention and adhesiva restorative materials", *Journal American Dent. Ass.*, v. 67(3): Pág. 382-391, 1963.
18. Moncada G., "Adhesivos Dentinarios", *Revista Dental de Chile*, v. 77(18): Pág. 66-72, 194, 1987.
19. Van Meerbeek et Al., "Adhesives and cements to promote preservation dentistry", *Operative Dentistry Supplement*, v. 6, Pág. 119-144, 2001.
20. Munksgaar E.C., et Al. "Dentin polimer bond promoted by Gluma and various resins", *Journal Dent. Res.*, v. 54: Pág 1409-1411, 1985.
21. Couslon B. E., "Improed bonding of composite resin to dentin" *Br. Dent. J.* v. 93: Pág. 156, 1984.
22. Eick J.D. et Al., "The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion", Part 2, *Quintessence Int.*, v. 23: Pág. 43-51, 1992.

23. Sunico M. et Al., "Effect of surface conditioning and restorative material on the shear bond strength and resin-dentin interfase of new one botte nanofilled adhesive", *Dental Materials*, v. 18: Pág 535-542, 2002.
24. Blomlof J. et Al., "Acid conditioning combined with single-component and two-component dentón bonding agents", *Quintessence Int.*, v. 32: Pág. 711-715, 2001.
25. Swifte Jr. et Al., "Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art.", *Quintessence Int.*, v. 26(2): Pág. 95-110, 1995.
26. Castro Hurtado Patricia, "Análisis comparativo *In Vitro* de la resistencia adhesiva de cuatro resinas compuestas con sus respectivos adhesivos". Trabajo de investigación requisito para optar al Título de Cirujano Dentista, Facultad de Odontología, Universidad de Chile, 2002.
27. Watson V., et Al., "Adhesión estado actual", *Acta Odontológica Venezolana*, v. 34(1): Pág. 11-16, 1996.
28. Carpena G. et Al., "Dental Adhesión: Present state of the art and futures perspectivas", *Dental Materials Quintessemece Int.*, v. 33: Pág. 213-224, 2002.
29. Hadwa Olave Sussan, "Análisis Comparativo "*In Vitro*" de la resistencia adhesiva de retauraciones de compomero con distintos sistemas de adhesión. Trabajo de investigación requisito para optar al Título de Cirujano Dentista, Facultad de Odontología, Universidad de Chile, 2002.

30. Guerra Cerda Carolina, “Análisis comparativo “*In Vitro*” de la resistencia adhesiva de dos técnicas de aplicación de los sistemas adhesivos”. Trabajo requisito para optar al Título de Cirujano Dentista, Facultad de Odontología, Universidad de Chile, 2004.
31. Cordero Torres Viviana, “Estudio comparativo “*In Vitro*” de la resistencia adhesiva de restauraciones en resina compuesta con técnica adhesiva con grabado ácido total v/s un sistema adhesivo autogravante. Trabajo requisito para optar al Título de Cirujano Dentista, Facultad de Odontología, Universidad de Chile, 2004.
32. Cardoso P., Braga R.,Carrillo M., Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems”, *Dent Mater*, 14: 394-398, nov., 1998.
33. Gallo Jr. et al, “Shear Bond Strength of four filled Dentin Bonding Systems”, *Operative Dentistry*, 26: 44-47, 2001.
34. Takahashi A. et Al., “Effects of mechanical properties of adhesive resins on bond strength to dentin”, *Dental Materials*, v. 18: Pág. 263-268, 2002.
35. Spohr A. M. et Al., “Tensile bond strength of four adhesive systems to dentin”, *Am. Journal Dent.*, v.14: Pág. 247-252, 2001.
36. Manual técnico de Adper Single bond proporcionado por 3m en pagina Web:
<http://www.3M.com>.

37. Manual técnico de Adper Single Bond Dos proporcionado por 3m en pagina

Web: <http://www.3M.com>.