

UNIVERSIDAD DE CHILE  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA RESTAURADORA  
ASIGNATURA DE BIOMATERIALES ODONTOLÓGICOS

“Estudio comparativo *in Vitro* de la resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta realizadas con técnica adhesiva convencional y autograbante de última generación”.

Carola Andrea Alfaro Burgos.

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN  
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE  
CIRUJANO DENTISTA

TUTOR PRINCIPAL

Prof. Dr. Marcelo Bader M.

TUTOR ASOCIADO

Prof. Dr. Manuel Ehrmantraut N.

Santiago – Chile

2005

## DEDICATORIAS

*“A mis padres, por su amor, apoyo incondicional y su esfuerzo en la vida, gracias a ellos he podido estudiar, superarme cada día y tener una linda familia”.*

*“A mi bebé, liu, que me alegra la vida”.*

*“A Elias, por ser mi pilar y compañero”.*

*“A mis amigas, por su cariño, comprensión y por ser amigas de verdad: Andre B, Lizzy C, Dani C, Ceci M, Vale D, Claudia A”.*

## **AGRADECIMIENTOS**

- Al Doctor Marcelo Bader, por su ayuda y guía en este trabajo, por su simpatía y buena disposición en todo momento.
- Al doctor Manuel Ehrmantraut, por su colaboración y su excelente sentido del humor.
- A la Sra. María Inés Carracedo, por su colaboración en la realización de este trabajo de investigación.
- Al Sr. Alejandro Fuentes, por su gran disposición, amabilidad, tiempo y simpatía invertidos en este trabajo de investigación.
- A mi amiga Valeria Dib, por su cariño y colaboración.

## INDICE

|                                 |    |
|---------------------------------|----|
| Introducción.....               | 1  |
| Marco Teórico.....              | 6  |
| Hipótesis y Objetivos.....      | 49 |
| Materiales Y Método.....        | 50 |
| Resultados.....                 | 55 |
| Análisis de Resultados.....     | 57 |
| Discusión.....                  | 59 |
| Conclusiones.....               | 64 |
| Sugerencias.....                | 66 |
| Resumen.....                    | 67 |
| Referencias Bibliográficas..... | 69 |

## INTRODUCCIÓN

En el examen clínico de la boca, el problema patológico más frecuente de encontrar en cualquier grupo poblacional, es la caries dental (1), que según Bhaskar, es la enfermedad más común del ser humano (2), indiferente de su nivel socio-económico o cultural. También es la entidad patológica a la cual el dentista le dedicará más horas para diagnosticarla y tratarla (1). La incidencia a nivel mundial es aproximadamente de un 94% y en Chile de un 98%, por esta razón constituye uno de los mayores problemas de salud pública en el mundo (3). Específicamente la caries afecta la salud física y síquica de los individuos, siendo la primera causa de pérdida dentaria (4).

La caries dental es una enfermedad infectocontagiosa, transmisible, multifactorial, de tipo crónica, localizada. Su iniciación y desarrollo está inseparablemente vinculada con la presencia de microorganismos (5), los cuales a través del metabolismo de los carbohidratos producen ácidos que dan lugar a una caída del pH en la cavidad bucal, siendo esta situación responsable de la desmineralización de los tejidos duros del diente (6). Esta desmineralización es progresiva y dinámica, ya que primero ocurre una desmineralización y luego una remineralización, si la desmineralización sobrepasa la capacidad de remineralización del diente y esto no es detectado oportunamente, se hará irreversible, produciendo una desintegración de los tejidos duros del diente lo que conduce a la formación de una cavidad, por donde ingresan más bacterias y

carbohidratos dando estas características la de ser una enfermedad progresiva (6).

Esta cavidad se encuentra con tejido contaminado que será necesario extraer mediante una eliminación mecánica de este, lo que nos lleva a otro problema que es la recuperación de este tejido, que es fundamental para la anatomía, función y estética de la estructura dentaria, o sea, para la salud de los tejidos remanentes (2,4, 7).

La odontología es la responsable de mantener la salud oral, por lo que debe restaurar, o reparar los tejidos afectados por las caries o los dientes afectados por traumatismos, defectos congénitos u otros problemas, sustituyendo la estructura dental enferma o perdida por materiales que permitan restablecer la morfología, función y la estética de los dientes (2, 7).

Históricamente se han utilizado una amplia variedad de materiales para la reparación de los dientes y para conseguirlo no se utiliza un único material, sino que distintos materiales, cada uno de ellos con características propias para los diferentes tipos de situaciones clínicas a solucionar (7).

Entre estos, los primeros materiales usados fueron metales como el oro y aleaciones como la amalgama de uso odontológico. Este último material fue usado en las restauraciones de las piezas posteriores debido principalmente a su fácil manejo, bajo costo, duración clínica y con cierta flexibilidad a las variaciones de su manipulación (8). Para las preparaciones cavitarias se usaban

los criterios de G. V. Black lo que producía una pérdida de estructura dentaria sana, logrando así la macroretención necesaria para la permanencia de la restauración en el tiempo. Además del problema anteriormente citado, las amalgamas dentales hoy no son estéticamente aceptables.

Por estas exigencias estéticas del paciente, se crearon nuevos materiales más parecidos a la estructura dentaria. En el año 1959 R.L Bowen en U.S.A patenta la fórmula de su mismo nombre que es un nuevo tipo de molécula orgánica de alto peso molecular con capacidad de polimerizar, que denominó BIS-GMA, creando así las resinas compuestas, que últimamente han tenido grandes avances a través de los años (2, 7).

Las resinas compuestas son estéticamente aceptables, además poseen una plasticidad adecuada para aplicarlas directamente en la preparación cavitaria y se pueden adherir a los tejidos dentarios (8); a la luz de las ventajas de las Resinas compuestas actuales, se modificaron los conceptos de preparación y diseño cavitario establecidos por G. V. Black, permitiendo preservar las estructuras dentarias sanas (9).

Estas resinas compuestas se retienen sobre las estructuras dentarias a través de mecanismos de adhesión especiales para ellas y mientras mejor sea esta adhesión, mayores ventajas se obtendrán como por ejemplo: menor microfiltración y mayor permanencia de la restauración a través del tiempo (10).

Estos mecanismos de adhesión especial están dados por los adhesivos que constan entre otros componentes de un agente imprimante y un adhesivo propiamente tal. Se utilizan con la técnica de grabado ácido de esmalte o de esmalte y dentina. El agente imprimante y el adhesivo, pueden presentarse en forma separada o en un solo envase. En el primer caso se requieren tres pasos clínicos: grabado ácido, imprimación y colocación del adhesivo. En el segundo caso se aplican en dos pasos operatorios: grabado ácido, imprimación y adhesivo en una sola aplicación.

El uso del grabado implica una “agresión” a los tejidos dentarios, los cuales deben ser desmineralizados mediante la acción de un ácido y este paso puede extenderse involuntariamente a zonas que no van a ser restauradas posteriormente, por contacto con este ácido.

Para evitar la agresión a zonas que no serán restauradas y como una forma de facilitar el procedimiento operatorio, es que aparecieron los adhesivos de sexta y séptima generación que no utilizan la técnica de grabado ácido convencional.

Estos adhesivos de última generación que se encuentran en el comercio corresponden a los adhesivos autograbantes, los que pueden presentarse en un solo envase con el agente acondicionador, el primer y el adhesivo o en dos envases, que contienen el acondicionador y primer en uno de ellos y el adhesivo propiamente tal en el otro.



Ya que cada día se desarrollan nuevas resinas compuestas con mejores sistemas de adhesión al diente, es de suma importancia para el odontólogo conocer el material que le ofrece el mercado para restaurar los dientes, ya que el paciente a parte de la estética busca durabilidad y esta está dada por la adhesión que tenga el producto al diente.

En virtud de lo anterior, este trabajo busca analizar comparativamente *In Vitro* la resistencia adhesiva de las restauraciones realizadas con dos sistemas adhesivos, uno de los cuales es un nuevo producto que recientemente salió al mercado nacional, One Coat SE Bond (Coltène/Whaledent) y el otro es el sistema de adhesión convencional de la misma fábrica.

### **MARCO TEORICO**

Las piezas dentarias pueden sufrir daños en su estructura, por caries, por lesiones congénitas, por abrasiones o por traumatismos. La odontología busca reparar estas daños utilizando distintos tipos de materiales, y es por ello que desde sus inicios ha buscado materiales de restauración que sean capaces de reemplazar con éxito las estructuras dentarias, que tengan el aspecto de los tejidos dentales naturales y que se puedan aplicar directamente en una preparación cavitaria, para obtener de esta manera restauraciones adecuadas y en un tiempo clínico acorde a las necesidades del paciente, ya que este requiere de rapidez clínica, durabilidad y estética en sus restauraciones.

Pero la selección del material es de exclusiva responsabilidad del odontólogo, que debe basarse en las variables de cada caso clínico, y determinar cual material restaurador es el más indicado, basándose en el conocimiento de sus propiedades y su comportamiento clínico.

Si la estética es de suma importancia, el odontólogo históricamente ha tenido a su disposición cuatro tipos de materiales para restauraciones estéticas directas (11):

- Cementos de silicato.
- Polímeros acrílicos sin relleno.
- Polímeros de dimetacrilato o Resinas Compuestas.
- Cementos de vidrio ionómero de restauración.

Los cementos de silicato se comenzaron a usar a finales del siglo XIX y en Chile se utilizaron hasta finales de la década de 1970. Estos cementos se obtenían haciendo reaccionar ácido fosfórico con partículas de vidrio solubles en ácido, formando una matriz de gel de sílice con partículas de vidrio residual (12). Como ventajas poseían un coeficiente de variación dimensional térmica similar al de los tejidos dentarios, ligera contracción de fraguado, propiedades anticariogénicas por la presencia de un 29 % de fluoruros en la composición del polvo y bajo costo. Pero estos materiales eran muy solubles en el medio bucal y no resistían la desintegración, debido a lo cual representaban un sistema de restauración a corto plazo. Por otro lado, los silicatos cambiaban de color y se opacificaban debido a la deshidratación y a la pigmentación, lo que se traducía en que sus cualidades estéticas se iban deteriorando al pasar el tiempo. Por otro lado, presentaban una acción nociva sobre la pulpa dentaria, ya sea por su

acidez muy marcada y/o por su nula adhesión a las piezas dentarias que facilitaba la microfiltración, lo cual obligaba a utilizar un protector pulpar que no siempre impedía las injurias posteriores (11, 13).

Los polímeros acrílicos sin relleno aparecieron hacia el año 1945 y fueron mejorando hasta convertirse en un material bastante utilizado en los años sesenta. Estaban constituidos en base a metacrilato de metilo, que se hacía polimerizar obteniendo polimetil metacrilato. Correspondían a materiales orgánicos, y por lo mismo poseían todas las propiedades que corresponden a estos materiales. Estos materiales eran insolubles en el medio bucal y no se deshidrataban en comparación a los cementos de silicato, pero poseían desventajas como el cambio de color, una gran contracción de polimerización y sus grandes cambios dimensionales térmicos. Estos dos últimos factores favorecían la microfiltración marginal en las restauraciones realizadas con estos materiales lo que deriva en caries recidivante. También tenían escasa rigidez y mala resistencia mecánica y al desgaste (11). Estas propiedades negativas para su uso clínico se deben a la estructura química que tienen los materiales de origen orgánico, a la presencia de un monómero de bajo peso molecular, al sistema de activación utilizado y a la gran cantidad de monómero residual presente por unidad de volumen de la restauración (14).

Los cementos de vidrio ionómero aparecieron en 1972, como derivados de los cementos de silicato buscando suplir las deficiencias de estos, tales como la falta de adhesión a la estructura dentaria y la excesiva acidez. En la actualidad como materiales de restauración, se utilizan fundamentalmente para restaurar

las lesiones cervicales, aunque al igual que los cementos de silicato poseen una pobre resistencia mecánica y son sensibles a la solubilidad (12).

En 1960 aparecen las resinas compuestas, donde la matriz de metacrilato de metilo fue reemplazada por un monómero de mayor peso molecular, que se denominó BIS-GMA y su uso ha ido aumentando progresivamente hasta convertirse en el material más usado para restauraciones estéticas directas.

### **Resinas Compuestas**

En el año 1959 R.L Bowen en U.S.A. patenta la fórmula de su mismo nombre que es un nuevo tipo de molécula orgánica de alto peso molecular con capacidad de polimerizar, que denominó BIS-GMA, cuya composición es producto de la reacción del bis fenol alfa y del metacrilato de glicidilo. Este nuevo monómero tenía como finalidad formar parte de una matriz orgánica que mejoraba las características de las resinas acrílicas sin relleno, es decir, obtenía una menor contracción de polimerización. A esta matriz orgánica se le agregó una fase inorgánica dispersa que puede estar constituida por diversos materiales como cuarzo, silicatos o fluoruros.

Podemos decir que las Resinas Compuestas corresponden a un material de restauración plástico de obturación directa y que se define como la combinación tridimensional de dos materiales diferentes, incompatibles entre sí, unidos por un agente de acoplamiento. Estos materiales corresponden a una matriz orgánica, un relleno inorgánico y un agente de acoplamiento que generalmente

corresponden a un compuesto de sílice orgánico, el cual se caracteriza por ser una molécula bifuncional capaz de interactuar con la matriz orgánica y con las partículas de relleno simultáneamente (15).

Para lograr una buena unión entre la fase orgánica y la inorgánica que son químicamente diferentes, durante la fabricación del material a estas últimas partículas se las somete a un tratamiento superficial con el compuesto de sílice orgánico que las impregna y así permite posteriormente su unión con la matriz de resina (3,11).

Por lo tanto, básicamente en una resina compuesta intervienen tres fases: una matriz orgánica, un relleno inorgánico o fase dispersa y un agente de acoplamiento, a los que se le agregan estabilizadores de color, inhibidores de la polimerización, iniciadores de la polimerización y radiopacificadores (1,16).

**Matriz orgánica.** Está constituida por un Bis-Gma (bisphenol glicidil metacrilato), un poliuretano como el UDMA (dimetacrilato de uretano) o por una mezcla de ellos, los que pueden ser considerados el cuerpo de la resina compuesta. Dado que ambos monómeros son extremadamente viscosos y por lo mismo se hace difícil su manipulación, es que para disminuir la viscosidad de este sistema de resinas y facilitar así su manipulación y aplicación en las cavidades, se agregan monómeros de baja viscosidad, tales como el TEGDMA (trietileno glicol dimetacrilato) y el EDGMA (etileno glicol dimetacrilato) y también algunos oligómeros. Los oligómeros y los monómeros de bajo peso molecular se

caracterizan por la presencia de dobles enlaces entre carbonos que reaccionan formando un polímero. A pesar de las mejoras en las formulaciones de resina compuesta a través de los años, los sistemas modernos todavía están basados en variaciones de la molécula Bis-Gma, la cual ha estado en existencia por más de 30 años (11, 16, 17).

**Relleno inorgánico.** Son generalmente elementos inorgánicos de tamaño pequeño y de formas variables. Estas se adicionan a la matriz de la resina, con el objetivo de mejorar las propiedades mecánicas de la matriz orgánica y disminuir la contracción de polimerización, contrarrestar el coeficiente de dilatación térmica y aumentar su dureza y resistencia a la abrasión. Además puede otorgarle la radiopacidad al composite dependiendo del tipo de partícula usada por el fabricante. La mayoría de los composites contiene rellenos de cuarzo fundido, vidrio de aluminosilicato, vidrio de borosilicato, sílice pirolítica coloidal, cristales de silicio con bario, estroncio, zinc o yterbio, y litio e hidroxiapatita sintética (11, 16, 17). La cantidad de relleno equivale al 50-84% del total (18).

**Agente de unión relleno / matriz.** Uno de los grandes problemas que presentan las resinas compuestas, es la unión de la fase orgánica con la inorgánica para impedir que ambas se separen por la acción del ciclaje mecánico y térmico de la restauración. Es por esto que los fabricantes tratan previamente la superficie de las partículas para permitir su impregnación con la resina monomérica. El tratamiento más utilizado consiste en emplear un compuesto silícico orgánico con grupos vinilo, que pueden reaccionar

simultáneamente con la matriz orgánica y la superficie de las partículas inorgánicas. Actualmente se emplea el gama-metacriloxipropiltrimetoxi-silano que proporciona una resina compuesta más resistente e inalterable por el agua (11, 16).

El silano actúa con puentes moleculares entre las moléculas orgánicas y las partículas inorgánicas, y poseen la capacidad única de mejorar substancialmente la fuerza de enlace entre ambas superficies, pues forman enlaces covalentes muy fuertes.

Puesto que el agente de enlace silano proporciona medios más estables para enlazar químicamente las partículas, se obtiene finalmente una mayor fuerza interna en el composite mismo (18).

**Otros componentes:** también forman parte de la resina compuesta agentes inhibidores, activadores de la polimerización y radiopacificadores. En cuanto a los sistemas activadores e iniciadores de la reacción de polimerización existen los sistemas de activación química y física, como por ej. los fotoactivados. En los sistemas fotoactivados, la presentación es en forma de una sola pasta, la que contiene las sustancias químicas que desencadenarán la reacción en presencia del agente activador, ya sea luz UV (luz ultravioleta) o LV (luz visible) (17).

### **Clasificación de las resinas compuestas.**

Las Resinas Compuestas se pueden clasificar según los siguientes parámetros:

- Según el contenido del relleno.

- El tamaño de las partículas del relleno.
- Según composición de la matriz.
- Según el sistema de polimerización.

Según el contenido del relleno, las Resinas Compuestas se pueden clasificar de acuerdo al porcentaje de volumen de relleno que contiene:

- Resinas Compuestas con muy bajo contenido de relleno en peso, como los sellantes.
- Resinas Compuestas con 50% en peso de relleno, como las Resinas Compuestas con microrrelleno homogéneo.
- Resinas Compuestas con 75% en peso de relleno, como las Resinas Compuestas híbridas.
- Resinas Compuestas con 85% en peso de relleno, como las Resinas Compuestas microhíbridas (12, 11).

Según la composición de la matriz, se clasifican en las que contienen UDMA (dimetacrilato de uretano), las que contienen BIS-GMA (bisglicidildimetacrilato), y aquellas que poseen una mezcla de ambos tipos de monómero (12, 11).

Según el sistema de polimerización, en la actualidad las Resinas Compuestas de obturación directa se pueden clasificar en:

- Resinas Compuestas activadas químicamente, en las cuales existe la interacción entre un peróxido orgánico iniciador y una amina orgánica aromática aceleradora de la polimerización.



- Resinas Compuestas activadas por luz.
- Resinas Compuestas de doble polimerización, en donde se puede activar la polimerización ya sea por acción de la luz o por un sistema químico.

Sin embargo, la forma de clasificación de las resinas compuestas más utilizada, es aquella que enunciaron Lutz y Krejci y que se basa en el tamaño de las partículas de relleno. Basándonos en el tamaño de las partículas, las RC se clasifican en:

**1.- Macrorrelleno o convencionales:** las partículas de relleno de las primeras resinas compuestas que aparecieron en el mercado, eran mucho más duras que la matriz orgánica y tenían un tamaño irregular que variaba de los 8 y los 80 micrones. La alta carga inorgánica que se logró con las partículas grandes, representó una reducción importante en la contracción de polimerizado y aumentó la resistencia físico mecánica. Sin embargo, las características de textura superficial rugosa que dejaban estas resinas, daba lugar a una superficie irregular debido al tamaño de las partículas y a que la matriz resinosa se desgasta más rápido que el relleno inorgánico (19). Lo anterior permitía el depósito de placa bacteriana, aumentando las probabilidades de caries recidivante y pigmentación, lo que trae consigo deterioros estéticos. Este tipo de materiales presentan una baja contracción de polimerización debido a que tienen un bajo porcentaje de matriz orgánica. Esto es de suma importancia ya que se ha demostrado que, a pesar del grabado ácido del esmalte y el empleo de adhesivos, las tensiones generadas por contracción pueden superar la fuerza de adhesión de las resinas compuestas a la estructura dental, lo que puede originar

filtraciones marginales de la restauración (19). Poseen valores adecuados de conductividad térmica, por su matriz orgánica que es un buen aislante térmico (19).

Su coeficiente de expansión térmica es bajo si lo comparamos con las resinas acrílicas, debido a que el relleno posee un menor coeficiente que la matriz (19).

Otra característica es que la absorción acuosa que es debida principalmente a la matriz orgánica, en las resinas convencionales es baja. Esto las hace menos propensas a los cambios de color por pigmentos hidrosolubles.

Tienen una buena resistencia a la compresión en relación al esfuerzo a las que son sometidas. Estas resinas tienen un buen rendimiento en aplicaciones en que se deben soportar fuerzas de oclusión intensas, ya que por el módulo elástico o de rigidez de los composites depende fundamentalmente de la cantidad de relleno y aumenta exponencialmente con la fracción con la fracción volumétrica del mismo (19).

Además poseen una adecuada resistencia a la penetración no recuperable (dureza Knoop) (11).

**2.- Microlleno:** se desarrollaron como consecuencia de la dificultad de pulido que presentaban las anteriores. Contienen rellenos inorgánicos a base de partículas de sílice pirolítica coloidal, las que tienen un tamaño mucho mas uniforme que varía ente 0.04 y 0.05 micrones. Con esto se consigue una excelente terminación superficial que mejora en forma considerable la apariencia estética. Sin embargo, debido a la mayor superficie de contacto por unidad de volumen que presentan estas partículas de relleno, con pequeñas cantidades de

relleno, se absorbe rápidamente la matriz monomérica, lo que hace imposible agregar estas partículas en porcentajes importantes, ya que la masa se hace intrabajable y como su porcentaje de microrrelleno sólo puede llegar a más o menos un 38% de su volumen aproximadamente, genera una menor resistencia a la compresión. Debido entonces a que las partículas no podían agregarse en gran porcentaje, sus propiedades mecánicas eran inferiores en comparación a las resinas convencionales: tienen una mayor contracción de polimerización, mayor coeficiente de expansión térmica y un módulo de elasticidad 2 a 4 veces menor, lo que les permite flexionarse en lesiones cervicales clase V. Poseen mayor propensión a los cambios de color por pigmentos hidrosolubles, debido a su mayor grado de sorción acuosa (11). Por otro lado, a pesar de lo anterior, presentan una alta resistencia al desgaste y una excelente superficie pulida.

**3.- Híbridas:** estas resinas se desarrollaron con el objetivo de combinar las buenas características de las resinas compuestas convencionales y las de microrrelleno, por eso es que este sistema contiene los dos tipos de relleno: macropartículas optimizadas entre 1 y 8 micrones y micropartículas de 0.04 a 0.05 micrones. Contienen un porcentaje de relleno inorgánico que puede alcanzar hasta el 60-65% de su volumen, y por lo tanto menor cantidad de matriz inorgánica (21-22). Al combinar ambos tipos de relleno se obtienen propiedades mecánicas y de pulido intermedios o parecidos a los de las resinas compuestas convencionales, lo que da por resultado un composite más resistente al desgaste, con un coeficiente de expansión térmica similar a los de macropartícula, con una reducida pérdida superficial de relleno, conductividad

térmica y sorción acuosa adecuadas, de buenas propiedades físicas como resistencia a la compresión, rigidez, y dureza, que como ya se citó, son parecidas a las de las resinas convencionales. Presentan sin embargo, el inconveniente de ser más difíciles de pulir que las resinas compuestas de microrelleno (16).

**4.- Microhíbridas:** son materiales intermedios entre las híbridas y las de microrelleno. Se desarrollaron a partir de los primeros para optimizar sus características de pulido y de resistencia mecánica y al desgaste. Presentan los dos tipos de partículas de las resinas compuestas híbridas, pero con un tamaño máximo no superior a los 30 micrones y manteniendo el promedio de ellas entre 0.4 y 0.9 micrones, dependiendo de la marca comercial del producto. Esto permite obtener un mayor porcentaje volumétrico de relleno y por ende una menor cantidad de matriz orgánica, lo que les confiere una menor contracción de polimerización, un menor coeficiente de expansión térmica y de sorción acuosa. Esto garantiza que el estrés producido debido a la fotopolimerización sea menor, generando una menor flexión cuspeada sobre las paredes de la pieza dentaria además de disminuir la presencia de “microcracks” a nivel de los bordes adamantinos, que son los responsables de la filtración marginal, cambios de color del margen de la restauración, penetración bacteriana y posible sensibilidad post-operatoria. Dada su capacidad de pulido, poseen buenas propiedades estéticas, estabilidad de color y buena resistencia al desgaste y a la fractura (7, 23, 24).

Independiente del tipo de partícula que poseen, las resinas compuestas, para endurecer sufren un proceso de polimerización el cual puede ser activado por medios químicos o físicos (luz ultravioleta, luz visible, calor). La polimerización de las resinas compuestas es realizada por la acción de un iniciador químico, que necesita de la acción de un activador para generar radicales libres de alta energía, que son capaces de descomponer los dobles enlaces de los monómeros, provocando así la unión entre ellos. En un comienzo los activadores eran de naturaleza química, pero debido a que posteriormente las restauraciones presentaban cambios de coloración a corto plazo es que se crearon las resinas compuestas que endurecen gracias a un activador físico como por ej. luz visible (7, 16).

Este proceso de polimerización lleva anexo dos fenómenos, como son la generación de calor y la contracción de polimerización (7). El primero no afecta mayoritariamente a la pieza dentaria, por tratarse de pequeñas cantidades de material, lo que hace que la exotermia sea de muy poca magnitud y además porque la pulpodentina debiera encontrarse debidamente protegida (7).

La polimerización corresponde a la conversión de los monómeros en una molécula de gran tamaño o polímero, lo que implica un reordenamiento espacial de las moléculas que constituyen esa matriz de Resina Compuesta. Este reordenamiento trae consigo una reducción del volumen del material, produciéndose un fenómeno conocido como contracción de polimerización, el cual se define como “la consecuencia del reordenamiento molecular en un

espacio menor al requerido en la fase líquida inicial” (11- 25). Las moléculas de la matriz de una resina (monómero) se encuentran alejadas antes de polimerizar, a una distancia de 4nm (distancia de unión secundaria). Al polimerizar y establecer uniones covalentes entre sí, esta distancia se ha reducido a 1.5nm (distancia de unión covalente), lo que provocará la reducción volumétrica del material (18). Esta contracción es un proceso complejo en el cual se generan fuerzas internas en la estructura del material que se transforman en tensiones cuando el material está relacionado a una superficie (pared cavitaria) pudiendo quedar como tensiones residuales finalizando el proceso de polimerización. La contracción de polimerización continua entonces una vez retirada la luz de curado y alcanza su máximo a la hora, ocurriendo el 75% en los primeros diez minutos (18).

La contracción de polimerización es uno de los factores más importantes a tener en cuenta para el futuro comportamiento clínico de la restauración, ya que esta no puede ser evitada pero sí disminuida y/o contrarrestada, ya sea por la naturaleza y composición del material o bien por una técnica operatoria clínica adecuada.

La consecuencia inmediata de la contracción de polimerización es la formación de una brecha diente-restauración con la consiguiente microfiltración, invasión microbiana, sensibilidad pulpar y el desarrollo de caries secundarias, llegando incluso a producir microfracturas en el esmalte por efecto de las fuerzas de contracción generadas (2, 16).

De acuerdo a lo anterior, la Contracción de Polimerización puede ocasionar:

- Brechas en el borde cavo superficial.
- Pigmentación de la brecha marginal diente – restauración.
- Estrés interno de la resina.
- Deflexión intercuspídea, ya que se producen fuerzas que atrae a las cúspides hacia el sector medio de la restauración de la resina compuesta.
- Sensibilidad postoperatoria por posible microfiltración o problemas de la técnica de aplicación del adhesivo o de la resina compuesta.
- Recurrencia de caries (18).

La tensión presente en la interfase diente restauración, no depende solamente de la magnitud de la contracción de polimerización, sino que también del módulo de elasticidad del material a utilizar, el cual se relaciona de forma directa con la cantidad de fase inorgánica presente, o sea que a mayor cantidad de fase inorgánica, mayor módulo de elasticidad y mayor rigidez, lo que significa una mayor dificultad de la Resina Compuesta para liberar las tensiones generadas durante la polimerización (26).

La contracción de polimerización se contrarresta con la adhesión de la resina compuesta a la estructura dentaria.

## **Adhesión**

Se define 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 (27). Guedes et al la definen como el mecanismo que une dos materiales en íntimo contacto a través de una interfase (28).

La adhesión es la unión íntima que se sucede entre dos superficies de diferente naturaleza química gracias a fuerzas interfaciales. Fuerzas interfaciales que pueden ser de dos tipos, las primeras químicas y/o electrostáticas, y las segundas mecánicas. Las mecánicas pueden ser producidas por efectos geométricos y/o efectos reológicos, producto de lo cual algunos postulan que no podrían considerarse adhesivas sino más bien de traba mecánica. Las fuerzas interfaciales producidas por uniones químicas, pueden ser generadas por uniones de Valencia Primaria (Enlaces Iónico, Covalente y Metálico) o Secundaria (Fuerzas de Van der Waals, de London y Puentes de Hidrogeno) y se deben considerar adhesivas. Dentro de la práctica de nuestra profesión tienen gran importancia los enlaces covalentes, ya que estos enlaces son particulares de la química del carbono, la cual es característica en los polímeros (29).

Como ya se mencionó, la adhesión es la Atracción entre las superficies de dos cuerpos que tienen una composición química diferente. Conviene distinguir entre adhesión y cohesión, esta última es la atracción entre partes de una misma composición química del mismo cuerpo. Por ejemplo, si se introduce una lámina



de vidrio en agua y después se saca, parte del agua quedará en el vidrio (adhesión), pero el resto volverá a la masa inicial de agua (cohesión) (29).

De acuerdo a esto la adhesión se clasifica según los mecanismos que se utilicen para lograrlos, en dos categorías: mecánica y química.

**La adhesión química:** se refiere a las reacciones que se producen al entrar en contacto dos superficies y las partes se mantienen unidas por la presencia de enlaces químicos, los cuales se pueden lograr a través de uniones de tipo primarias y secundarias.

Las uniones químicas primarias son aquellas en las que se generan atracciones de átomos entre sí, que pueden ser iónicas, covalentes o metálicas. Para que pueda ocurrir este tipo de uniones debe existir una gran cercanía entre los átomos, dada a nivel de Amstrong (7, 27).

Las uniones químicas secundarias son de tipo intermoleculares, dadas a una distancia a nivel de micrones, y corresponden a interacciones electrostáticas de Van der Waals o uniones de químico-adsorción, las cuales son relativamente débiles (7, 27), pudiendo ser el único tipo de unión si las superficies son lisas y químicamente dispares. También se encuentran como uniones químicas secundarias los puentes de hidrógeno (7, 27).

**La adhesión física o mecánica:** en la adhesión física lo que se produce es una trabazón a través de los denominados efectos geométricos y efectos reológicos. Los efectos geométricos están en relación con las irregularidades que presentan las superficies a contactar tales como porosidades, rugosidades y

retención de tipo macro y/o microscópicas, para producir una trabazón (24), por lo que la penetración de una de las partes en irregularidades que presenta la superficie de la otra parte, permite que los materiales se traben entre sí, impidiendo su desplazamiento o separación. La intensidad de la unión dependerá del trabamiento a nivel microscópico entre dichas irregularidades. Casi todos los casos de adhesión dental se basan fundamentalmente en este tipo de uniones (7).

Los efectos reológicos se refieren a aquellos producidos por cambios dimensionales de las superficies a unir, que generarán tensiones que ayudarán a la adhesión, ya sean contracciones o expansiones de los materiales. Este tipo de adhesión puede ser macro o microscópica (24).

Se ha buscado que algunos materiales logren una interacción química con la pieza dentaria, pero esto influye poco a la fuerza de adhesión general porque el sustrato biológico con el cual estos materiales actuarían posee características que sólo crearían fuerzas de adhesión de tipo secundaria (19, 27).

Para algunos, la adhesión química, y específicamente las uniones primarias, constituyen la única que se puede denominar realmente adhesión (27, 30). Por lo tanto, cuando se logre una real adhesión química, es decir mediante uniones primarias, de los materiales restauradores o adhesivos al diente, podemos hablar de una verdadera odontología adhesiva (7, 14).

En el mecanismo utilizado para lograr la adhesión, uno de los requisitos más importante, es lograr un íntimo contacto entre las partes a unir, lo cual no

siempre es posible entre dos sustancias sólidas y por ello, en técnicas adhesivas, odontológicas o no, se unen partes sólidas a través de una líquida que luego se hace endurecer. O bien se unen dos partes sólidas interponiendo un material líquido o semilíquido denominado adhesivo, que luego endurece en base a alguna reacción física o química manteniendo así a las partes unidas (7, 20).

Para obtener una adecuada adhesión, se deben cumplir algunos requisitos, tanto del adhesivo como del adherente, los cuales son:

1.- Adaptación, el adhesivo debe primero impregnar bien la superficie de las estructuras. La forma para evaluar este requisito se realiza a través del ángulo que se forma entre una gota del adhesivo líquido y la superficie del sólido, estando la gota sobre la superficie del sólido. Este es el llamado ANGULO DE CONTACTO o DE HUMECTANCIA, el cual se forma entre la tangente a la periferia de la gota que forma el líquido adhesivo, y la superficie del sólido (27). Entre menor sea el ángulo de contacto, mejor será la adaptación, y por lo tanto la capacidad de adhesión.

2.- El adhesivo debe tener baja viscosidad y además poseer una baja tensión superficial, para fluir libremente sobre la superficie.

3.- Debe existir compatibilidad química entre el adhesivo y el adherente.

4.- Para que el adhesivo escurra y moje la superficie del sólido, este debe tener una energía superficial mayor a la tensión superficial del líquido, de manera de poder atraerlo hacia sí y evitar que el adhesivo forme gotas. Para que se manifieste la energía superficial de la superficie del sólido, se necesita una superficie limpia y libre de impurezas que impidan que se manifieste la energía superficial del sólido.

5.- El adhesivo debe cambiar de la fase líquida a la sólida con una mínima contracción al endurecer, y por otro lado es importante también que su variación dimensional térmica sea similar al de las estructuras a unir (7, 14, 27).

Como se expuso anteriormente, es necesaria una superficie lisa para que el adhesivo, el líquido, pueda impregnar la superficie. Pero también es necesario que existan rugosidades, ya que estas incrementan el área potencial de las superficies de contacto para el adhesivo, además incrementan la adhesión al favorecer la adhesión física o mecánica donde se aumenta la adhesión geométrica y la reológica (7, 27).

Lo que se quiere lograr en la odontología adhesiva es que se produzcan enlaces químicos de tipo primarios, pero las Resinas Compuestas no logran este tipo de adhesión, sólo se produce una adhesión micromecánica, basada principalmente en la técnica de grabado ácido.

A continuación se analizarán los mecanismos de adhesión a las estructuras dentarias.

## **Unión al esmalte.**

El esmalte dentario es un tejido avascular, aneuronal y acelular, de alta mineralización y dureza extrema, que reacciona ante un estímulo nocivo o injuria química, física o biológica con pérdida de sustancia estructural, cuya magnitud esta relacionada directamente con la intensidad del agente causal. Estas propiedades determinan que el esmalte no pueda regenerarse, aunque si es capaz de remineralizarse.

El esmalte está constituido principalmente por hidroxiapatita en un 96 a 98% y el resto por contenido orgánico (colágeno) y agua, por esta razón, se dice que es una estructura homogénea (31). Como posee una superficie lisa, es fácil desplazar sobre él un adhesivo, pero esa lisura impide que la adhesión mecánica se produzca (7, 27).

Por otro lado el esmalte posee una energía superficial elevada ya que se trata de un material fundamentalmente inorgánico, cristalino, con una red unida por uniones fuertes iónicas y covalentes (27). Dichos cristales son de naturaleza iónica, ya que la mencionada hidroxiapatita es un compuesto de iones fosfato y calcio junto con un grupo hidroxilo y son estas uniones iónicas las que otorgan a este sólido su elevada energía superficial, lo cual es favorable porque facilita la atracción del adhesivo de las resinas compuestas (7).

Sin embargo, esa elevada energía superficial se manifiesta sólo si el esmalte está perfectamente limpio, y en la cavidad bucal esto no es posible ya que el esmalte está recubierto por una película de material orgánico, correspondiente a proteínas y polisacáridos de la saliva, que se depositan sobre él. Además, el otro problema es la humedad producida durante la respiración y por la misma saliva. Todo esto interfiere con la manifestación de la energía superficial del esmalte, por lo tanto es indispensable que el tejido dentario no entre en contacto con la humedad bucal y esté libre de todo material ajeno, para lo cual se deben interponer barreras mecánicas y el esmalte dentario se debe tratar superficialmente para recibir una Resina Compuesta (2, 7, 27). Este tratamiento del esmalte, consiste en limpiar, secar y crear microporosidades en su superficie para que se produzca una trabazón mecánica, lo que además modifica la superficie, para que esta forme uniones químicas con el adhesivo (27).

Para crear estas microporosidades, descontaminar y modificar positivamente la energía superficial del esmalte, Bonuocuore en 1955 propuso una técnica llamada "grabado ácido del esmalte", donde utilizó ácido fosfórico al 80% por 30 segundos sobre la superficie del esmalte (2, 7, 27).

Cuando se aplica una solución ácida (ácido fosfórico, láctico, cítrico), sobre la superficie del esmalte, ésta es capaz de desmineralizar y disolver la matriz inorgánica de los prismas o varillas adamantinas (Unidad estructural del esmalte), creando poros, surcos y/o grietas micrométricas; además, la sustancia ácida aplicada limpia la superficie y aumenta la energía superficial, facilitando

que los microporos o surcos generados puedan ser mojados y penetrados por una resina de enlace o adhesivo, generando lo llamados Tags de resina, los que quedarán retenidos físico – mecánicamente en el interior de los microporos (31, 32). La técnica de grabado ácido remueve alrededor de 10 a 70 micrones de la superficie del esmalte y crea una capa de porosidades de un rango de 5 a 50 micrones de profundidad (7).

Al producirse la desmineralización del esmalte se originan patrones de desmineralización, los cuales fueron descritos a comienzos de los años setenta según la morfología estructural de él. El más común es el denominado tipo I, que es aquel en donde se disuelve el centro de los prismas quedando la periferia interprismática relativamente intacta; en cambio, en el patrón de tipo II lo que se disuelve es la zona interprismática dejando los centros prismáticos intactos; y el patrón tipo III, corresponde a una mezcla del tipo I y II, junto con áreas amorfas (27).

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.

El ácido actualmente utilizado es el ácido fosfórico, siendo señalado como el más eficaz. Varias concentraciones de este ácido han sido evaluadas y se ha demostrado que las concentraciones entre 30 % y 40 % son las que proveen mayores fuerzas adhesivas, que concentraciones mayores de este mismo ácido (33). El tiempo de grabado ácido más utilizado es el de 15 segundos (34, 35). La

aplicación del ácido por este tiempo produce un acondicionamiento discreto a fin de obtener una disolución selectiva del núcleo de los prismas o su periferia y así transformar al esmalte en una superficie más receptiva para la adhesión (35, 36).

Luego de aplicar el ácido, este se debe lavar con abundante agua por el doble de tiempo que se usó el ácido para asegurarse que se eliminaron todos los residuos que se forman durante el grabado. Posteriormente se elimina el exceso de agua con papeles absorbentes estériles y a continuación se aplica una resina de baja viscosidad, la cual fluye dentro de las microporosidades. Así, al polimerizar el material, queda adherido mecánicamente a nivel microscópico con el esmalte asegurando la unión de la resina compuesta y el sellado de los márgenes de las restauraciones (2, 7, 34).

La adhesión al esmalte, es bien conocida y ha sido corroborada en múltiples estudios, (34) comprobándose que es posible obtener altos valores de fuerza de adhesión (20-30 Mpa in vitro) (31).

La adhesión al esmalte no fue utilizada en forma común, sino hasta 20 años después de la primera publicación de Buonocore en esta materia. Sin embargo, la técnica es ahora muy común y ha revolucionado la práctica de la odontología restauradora, estética, preventiva, pediátrica, y en ortodoncia (7).

### **Adhesión a dentina**



La dentina es un tejido conectivo parcialmente mineralizado (70 – 75%), con elevado contenido de materia orgánica (principalmente colágeno tipo I, IV, V) y agua. Está constituida histológicamente por túbulos que se extienden desde la pulpa dental hasta la unión amelodentinaria (31), que contienen los procesos odontoblásticos que son extensiones citoplasmáticas de los odontoblastos localizados en la zona externa de la pulpa (24), y forman entre sí un substrato microporoso (31).

La dentina puede ser tratada con sustancias químicas, pero no producen el mismo patrón de grabado que el esmalte. Hay dificultades en la adhesión a dentina que se deben principalmente a su compleja histología, tal como su estructura tubular y su humedad intrínseca. Mientras el esmalte tiene una composición de 96 % de hidroxiapatita inorgánica, la dentina tiene, como promedio, sólo un 70 % de composición inorgánica (cristales de hidroxiapatita, fosfatos cálcicos y sales minerales). Además la hidroxiapatita dentinaria está ordenada al azar en una matriz orgánica que corresponde a colágeno tipo I. (37).

La matriz dentinaria propiamente dicha, está compuesta por fibras colágenas, hidroxiapatita, glicosaminoglicanos, factores de crecimiento y proteínas osteogénicas, entre otros componentes trazas. Esta matriz cuya composición y situación tridimensional varía dependiendo de la profundidad, juega un rol fundamental en los mecanismos de adhesión (31).

Desde el punto de vista histológico existen varios tipos de dentina, como por ejemplo la dentina peritubular, que es un anillo hipermineralizado que rodea los túbulos dentinarios, los cuales están llenos de fluido dentinario. Este tipo de dentina se caracteriza por su riqueza de cristales de hidroxiapatita y por su carencia o escasa cantidad de fibras colágenas, a diferencia de la dentina intertubular (31).

Anatómicamente, este substrato se divide en dentina superficial, que como su nombre indica es la dentina más cercana al límite amelodentinario (31) y presenta haces de fibrillas orientados en forma perpendicular al límite amelodentinario (24), está constituida por menor cantidad de agua, menor proporción de túbulos y mayor porcentaje de colágeno, a diferencia, la dentina profunda que posee mayor contenido acuoso, mayor número de túbulos y menos porcentaje de colágeno, por lo tanto, se considera que la disposición y organización de la dentina varía de acuerdo a la región del diente y su proximidad al tejido pulpar. En la cercanía a la unión amelodentinaria existen aproximadamente 15.000 túbulos/mm<sup>2</sup> con 0.9 micrómetros de diámetro, mientras que en la cercanía de la pulpa existen alrededor de 60.000 túbulos/mm<sup>2</sup> con un diámetro de 3.0 micrómetros (31). El porcentaje que ocupa la dentina intertubular en la zona amelodentinaria es del 96% y 12% en la cercanía de la pulpa dental, por otro lado, el área ocupada por los túbulos abiertos en la zona o límite esmalte – dentina es del 1 – 3%, mientras que cerca de la pulpa es del 22 - 25% (31).

La adhesión es complicada debido a su compleja histología y a la formación de barro dentinario, el cual corresponde al colágeno e hidroxiapatita dañados y detritus inorgánico que cubren la dentina después de la preparación cavitaria y a la eliminación de la caries con instrumentos rotatorios (7, 34). El barro dentinario tiene un espesor de 0.5 a 5.0 micrones, este se deposita en la superficie de la preparación cavitaria, ocluye los túbulos dentinarios y disminuye la permeabilidad de la dentina en un 86% (38). Actúa como una barrera de difusión, que evita el contacto íntimo entre el sistema adhesivo y el sustrato. Además quedan bacterias en este barro dentinario que pueden sobrevivir y multiplicarse bajo las restauraciones (34).

Tomando en cuenta la morfología dentinaria, se establece que los fenómenos adhesivos se generaran de manera idónea en la dentina superficial y media, porque en la dentina profunda (Dentina hidratada – saturada), el porcentaje agua – fibras colágenas son inversamente proporcionales, es decir, el contenido de agua aumenta a medida que la dentina es más profunda, mientras disminuye el porcentaje de fibras de colágeno (tipo I, IV, V), lo cual es contraproducente para lograr una adhesión efectiva, porque la unión micromecánica se produce con la red colágena, previa desmineralización (31).

En 1979 Fusayama y colaboradores desarrollaron la técnica de grabado total, donde se graba tanto el esmalte como la dentina con ácido ortofosfórico al 37% de forma simultánea (2, 34).

Esta técnica remueve el barro dentinario, descalcifica la dentina intertubular y peritubular, aumenta la permeabilidad dentinaria y ensancha los túbulos (2, 34). La profundidad de la descalcificación se ve afectada por varios factores, incluyendo el pH, concentración, viscosidad y tiempo de aplicación del ácido (7, 34). Estudios demostraron que la remoción de barro dentinario producía el movimiento hacia el exterior del fluido dentinario, y por ende aumentaba la humedad, perjudicando la adhesión, lo que se traduce en la formación de brechas marginales durante el endurecimiento de la Resina y esto provocaría sensibilidad postoperatoria (34).

Esta problemática trae a contraponer dos alternativas para aumentar la fuerza de adhesión, una de ellas es remover por completo el barro dentinario, la otra es utilizar adhesivos que penetren el barro dentinario alcanzando la matriz dentinaria (7).

Cabe destacar, que en la actualidad la posibilidad de adhesión dental posibilita la reconstrucción anatómica, funcional y estética del diente donde el esmalte, la dentina y/o cemento están involucrados (31). Por esto se habla de la "odontología adhesiva" que comenzó con el descubrimiento de Buonocore, el cual ha dado un giro en el concepto de las preparaciones cavitarias. Antes las preparaciones se realizaban eliminando además de tejido dañado, tejido sano para conseguir una retención macromecánica del material restaurador, ahora las preparaciones sólo eliminan el tejido dañado, ya que utilizan la retención micromecánica, por lo que son conservadoras.

## **Adhesivos Dentinarios**

Los adhesivos dentinarios son resinas de baja viscosidad que son capaces de penetrar en la dentina y polimerizar allí, permitiendo que las resinas compuestas, previo empleo de estos adhesivos, se adhieren en forma eficaz a la estructura dental.

Existe una gran variedad de adhesivos dentinarios y pueden ser clasificados por varios parámetros:

- Según el tipo de solvente.
- Según tratamiento de la dentina.
- Según aplicación.
- Según su aparición en el mercado.

### **Según tipo de solvente, tenemos adhesivos que utilizan:**

- **Alcohol o acetona.** La mayoría de los sistemas adhesivos contemporáneos poseen como vehículo la acetona o el etanol (Ej.: Prime Bond NT – Dentsply, Excite – Vivadent), con la finalidad de propiciar el fenómeno de adhesión a través del reemplazo hídrico, es decir, estos solventes orgánicos actúan como un sistema de doble bomba, por lo tanto, eliminan el agua que aún permanece en la superficie dentinal, modifican el substrato dental hidrofílico y promueven la infiltración y

difusión de monómeros a través de los nanoespacios de la densa trama colágena (39).

- **Solvente acuoso.** Existen otros sistemas adhesivos cuyo vehículo o solvente es el agua o soluciones antibacteriales como la clorhexidina. Se utilizan para realizar la técnica de adhesión seca (Ej.: One Coat Bond – Coltene.), el mecanismo de adhesión de estos sistemas se basa en la rehidratación y reexpansión de la red colágena y posterior infiltración monomérica del substrato dentinal. (40, 41) Por estas razones cuando se seleccione un sistema adhesivo cuyo vehículo sea el agua, el substrato dental a tratar debe estar seco, de lo contrario, debido al exceso de agua fracasaría la capa híbrida porque se dificultaría la penetración y difusión efectiva de los monómeros en la dentina y se establecerían zonas hibridoides (39).

#### **Según tratamiento de la dentina, encontramos:**

- Adhesivos dentinarios que no acondicionan la dentina y mantienen intacta la capa de barro dentinario.
- Adhesivos dentinarios que modifican la capa de barro dentinario.
- Adhesivos dentinarios que eliminan totalmente el barro dentinario.

- Adhesivos dentinarios que además de eliminar la capa de barro dentinario, provocan una descalcificación de la dentina conservando intacta la malla de colágeno tanto inter como peritubular, favoreciendo la formación de la capa híbrida (7).

**Según su forma de aplicación, los clasificamos en:**

- Se aplica ácido grabador, se lava para remover barro dentinario, se aplica el agente imprimante y el adhesivo: All Bond-2 (Bisco), Optibond F1 (Kerr), Scotchbond Multipropósito Plus (3 M).
- Se aplica ácido grabador, se lava para remover el barro dentinario, se aplica el agente imprimante y el adhesivo en una sola solución: Cabrio (Discus Dental), Dentastic Uno (Pulpdent), Easy Bond (Parkll), Single Bond (3M), One-Step (Bisco).
- Se aplica un agente imprimante y grabador para disolver la capa de barro dentinario sin lavado y luego se aplica adhesivo por separado: Clearfil Liner Bond 2V (Kuraray), Clearfil Se Bond (Kuraray), Mac Bond II (Tokuyama).
- Primer autograbador y adhesivos en una sola solución: One Up Bond F (J. Morita), Prompt L - Pop (ESPE), Touch & Bond (Parkell) (42).

**Según aparición en el mercado**

Los adhesivos de **1ª generación**, aparecieron al final de los años 70. Su fuerza de adhesión al esmalte era alta pero la adhesión a la dentina era lastimosamente baja, típicamente no mayor a los 2MPa; generalmente todas las generaciones de adhesivos se unen bien a la estructura microcristalina del esmalte, el principal problema para el odontólogo es la fuerza de unión a la dentina, tejido semiorgánico. La unión se buscaba por la quelación del agente adhesivo con el calcio componente de la dentina; si bien había penetración tubular, ésta contribuía poco a la retención de la restauración. Era común observar el despegamiento de la interface dentinal en pocos meses (43) Estos adhesivos se indicaban primariamente para cavidades pequeñas, con retención, de Clases III y V (44). La sensibilidad postoperatoria era común cuando estos agentes eran usados para restauraciones oclusales posteriores (45).

Al comienzo de los 80 se desarrolló una **2ª generación** bien diferenciada. Estos productos intentaban usar la capa residual (barro dentinario) como substrato para la adhesión (46) Esta capa está unida a la dentina subyacente a niveles insignificantes de 2 a 3 MPa y las débiles fuerzas de adhesión de esta "generación" (2 a 8 MPa a la dentina) hacía todavía necesaria la retención en la preparación de cavidades. Las restauraciones con márgenes en dentina presentaban exagerada microfiltración y las restauraciones en piezas posteriores adolecían de considerable sensibilidad postoperatoria. La estabilidad a largo plazo de los adhesivos de 2ª "generación" era problemática y la tasa de



retención a un año para las restauraciones no pasaba de un 70 por ciento (47, 48).

Al final de los años 80 aparecieron los sistemas de doble componente: imprimante o imprimador (*primer*) y adhesivo. Se les clasificó como una **3ª generación**. El incremento significativo de la fuerza de adhesión a la dentina, 8-15 MPa, disminuyó la necesidad de retención en las preparaciones cavitarias. Las lesiones por erosión, abrasión o abfracción pudieron ser tratadas con preparaciones mínimas, dando comienzo a la odontología ultracoservadora. Una notable disminución de la sensibilidad post-operatoria en las restauraciones oclusales posteriores fue también un avance bienvenido. La tercera "generación" fue también la primera "generación" en adherirse no solamente a la estructura dental sino también a metales y cerámica. La parte negativa de estos agentes de unión fue su corta duración. En varios estudios se constató que la adhesión de estos materiales empezaba a decrecer después de tres años en boca. Sin embargo, a pesar de niveles altos de sensibilidad post-operatoria, la demanda por parte de los pacientes de restauraciones estéticas impulsó a algunos odontólogos a ofrecer obturaciones posteriores en resina compuesta como procedimiento de rutina (49, 50).

Al comienzo de los años 90, los agentes de unión de **4ª generación** transformaron la odontología. La alta fuerza de unión a la dentina, entre 17 y 25

MPa, y la disminución de la sensibilidad postoperatoria en restauraciones oclusales posteriores, impulsaron a muchos profesionales a cambiar el uso de amalgama por resinas compuestas en obturaciones directas en piezas posteriores.

Esta "generación" se caracteriza por el proceso de hibridación en la interface dentina-resina compuesta. Esta hibridación es el reemplazo de la hidroxiapatita y el agua de la superficie dentinal por resina. Esta resina, en combinación con las fibras de colágeno remanentes, constituye la capa híbrida. La hibridación involucra tanto a los túbulos dentinarios como a la dentina peritubular, mejorando extraordinariamente la fuerza de unión a la dentina (43, 51). El grabado total y la adhesión a dentina húmeda, conceptos desarrollados por Fusayama y Nakabayashi en Japón en los años 80 e introducidos a Estados Unidos por Bertolotti y popularizados por Kanca, son las grandes innovaciones de la 4ª generación de adhesivos (52, 53).

Los materiales en este grupo se distinguen por sus componentes; hay dos o más ingredientes que se deben mezclar, preferiblemente en proporciones muy precisas. Esto, que es fácil de lograr en el laboratorio, no lo es tanto en el consultorio. El número de pasos en el mezclado y la necesidad de medición exacta de los componentes tiende a hacer el procedimiento confuso y a reducir la fuerza de unión a dentina.

Esto condujo al desarrollo y popularización de los adhesivos dentales de **5ª generación**. Estos materiales se adhieren bien al esmalte, la dentina, a la cerámica y a los metales, pero lo más importante es que se caracterizan por tener el primer y adhesivo en un solo frasco. No hay mezclado, y por lo tanto menos posibilidades de error. La fuerza de retención a la dentina está en el rango de 20 a 25 MPa y más, adecuada para todos los procedimientos dentales (excepto en conjunción con cementos de resina autocurable y de resinas compuestas autocurables).

Los procedimientos dentales son sensibles a las variaciones en la técnica. Cuando se simplifican los pasos técnicos, los dentistas, sus auxiliares y los pacientes salen favorecidos. Los agentes de unión de la Quinta "generación" fáciles de usar y de resultados predecibles, son los adhesivos más populares en la actualidad. Además hay poco riesgo de sensibilidad a la técnica en un material que se aplica directamente a la superficie preparada del diente. La sensibilidad post operatoria ha sido también reducida sensiblemente.

Los odontólogos y los investigadores están tratando de eliminar el paso del grabado ácido, o de incluirlo químicamente dentro de alguno de los otros pasos. Es así como se desarrolló la **6ª generación** de adhesivos, la que no requiere grabado previo al menos en la superficie de la dentina. Si bien esta "generación" no está aceptada universalmente, hay un gran número de adhesivos dentales de

este tipo presentados desde el año 2000 en adelante, que están diseñados específicamente para eliminar el paso de grabado ácido previo. Estos productos tienen autoacondicionantes-promotores-adhesivos (35); el tratamiento ácido de la dentina se autolimita y los productos del proceso se incorporan permanentemente a la interface restauración-diente (54). Estos sistemas adhesivos de sexta generación permiten la obtención de una unión adecuada al tejido adamantino y dentinario utilizando sólo una solución (35). Sin embargo, Fabianelli et al. estudiaron la influencia de los agentes autoacondicionantes-promotores-adhesivos sobre el sellado de cavidades clase II. Estos autores observaron una unión a la dentina adecuada mientras que al esmalte no fue tan efectiva. Justificaron estos resultados con el hecho de que esta generación se compone de una solución acídica que posee un pH insuficiente para grabar adecuadamente al esmalte y muy poca viscosidad por lo que necesita aplicarse varias veces (35).

Algunos investigadores han planteado dudas sobre la calidad de la unión con el paso del tiempo en boca. Lo interesante es que la adhesión a la dentina (18 a 23 MPa) se sostiene con el transcurso del tiempo, mientras que la adhesión al esmalte no grabado ni preparado es la que está en entredicho. Además, los múltiples componentes y múltiples pasos en las técnicas de la 6ª "generación" pueden causar confusión y conducir a error. También se ha expresado preocupación sobre la eficacia y prognosis de varios procedimientos innovadores de mezcla (54).

Un nuevo sistema simplificado de adhesión recientemente introducido al mercado es el primer representante de la **7ª generación** de materiales adhesivos. Así como los materiales de unión de la 6ª "generación" dieron el salto de los sistemas previos multicomponentes hacia el más racional de un solo frasco fácil de usar, la 7ª "generación", simplifica la multitud de materiales de la 6ª "generación" reduciéndolos a un sistema de un solo frasco. Tanto los adhesivos de la 6ª como los de la 7ª "generación" ofrecen el autograbado y el autoiniciado para los odontólogos que buscan procedimientos perfeccionados, con baja reacción a variaciones en la técnica y poca o ninguna sensibilidad post-operatoria (54).

### **Agentes de unión**

Aunque los agentes de unión disponibles en la actualidad unen con efectividad las resinas compuestas a la dentina, pueden ser mejorados. Cuando se manipulan bajo condiciones cuidadosamente controladas, la longevidad clínica de la resina adherida es tan buena como la de cualquier otro material usado en odontología restauradora. Pero por desgracia algunos de estos sistemas han demostrado ser más sensibles a las fluctuaciones de la técnica que lo que se suponía originalmente. En un estudio con adhesivos de 4ª "generación" (que posiblemente también pueda aplicar a los de 5ª "generación"),

Hashimoto ha demostrado que a lo largo del tiempo puede haber un desprendimiento gradual de la superficie dentinaria (55).

La fuerza de adhesión de restauraciones posteriores de resina compuesta adheridas con materiales de 4ª "generación" disminuyó casi un 75% por envejecimiento en un período de tres años. Además, el microscopio electrónico de barrido ha demostrado que algunas de las fibras de colágeno bajo la zona de hibridación han sufrido alguna degradación. Aunque este estudio se realizó en dientes posteriores primarios, la misma conclusión puede ser extendida a dientes permanentes restaurados en razón de que el mecanismo de unión a colágeno y la formación de la zona de hibridación son similares para ambos tipos de dentición.

Aunque no se han demostrado las razones específicas de estos hallazgos, las causas más probables pueden ser atribuidas a los procedimientos de manipulación asociados con el propio proceso de adhesión. Específicamente es probable que una vez que se ha completado el proceso de descalcificación, el "primer" del agente de unión no alcanza a penetrar completamente en algunos de los espacios que quedaron vacíos entre las fibras de colágeno. Sin la protección de la hidroxiapatita natural o en su defecto del componente de resina del adhesivo, las fibras expuestas de colágeno simplemente sufren una degradación biológica (54).

Este problema puede estar relacionado en parte con la manera en que los agentes de unión de 4ª o 5ª "generación" son usados. En ambos el agente

grabador se usa primero para desmineralizar la dentina. Cuando esto se completa, el clínico aplica el agente de unión a la dentina para reversar el proceso que ha sido realizado por el ácido grabador. A menos que el dentista sea muy cuidadoso con el número de aplicaciones de primer y también con el tiempo necesario para permitir una difusión completa del adhesivo dentro de la dentina desnaturalizada, no se logrará una penetración adecuada.

Obviamente hay otros factores que pueden afectar este nivel de penetración. Resecar la preparación, evitando dejar agua residual en la superficie (para una adhesión en húmedo) puede frenar la penetración del agente imprimante en la dentina. Pero un exceso de humedad en la superficie puede tener el mismo efecto. Otra fuente potencial de una inadecuada difusión del adhesivo puede ser la vaporización prematura del solvente (alcohol o acetona) contenido en el agente de unión.

La reciente introducción de los llamados adhesivos auto-grabadores ha sido recibida con gran entusiasmo y hay varias razones para ello. La más importante parece ser la facilidad de uso de estos productos. Muchos clínicos han visto a los adhesivos auto-grabadores como materiales que pueden grabar la dentina y el esmalte en una sola aplicación, y también los perciben como sistemas con los que pueden aplicar el agente imprimante en el mismo paso. La segunda razón para la rápida aceptación de estos materiales puede estar relacionada con la sensibilidad postoperatoria que se les atribuye, que es poca o nula. Estos dos factores juntos han impulsado a muchos odontólogos a dejar sus sistemas

tradicionales para adoptar este modo de adhesión a las estructuras dentales que perciben como mejor, más rápido, más fácil de aplicar y de prognosis más certera (54).

La ventaja inherente de los agentes de adhesión auto-grabadores es que graban la estructura dentaria y depositan en ella el primer al mismo tiempo. Con este procedimiento es muy posible que se eviten los vacíos en las zonas donde la sustancia inorgánica ha sido retirada. En consecuencia, la posibilidad de que haya una reducción a largo plazo de la fuerza de unión se disminuye considerablemente. Más aun, la sensibilidad a las variaciones en la aplicación de la técnica se reduce al disminuir el número de pasos requeridos para adherir las resinas compuestas a la superficie de la dentina. Esta última "generación" de adhesivos convertirían los procedimientos de adhesión dental en procesos más fáciles, mejores y de prognosis más certera.

En virtud de lo anterior, este trabajo busca analizar comparativamente *In Vitro* la resistencia adhesiva de las restauraciones realizadas con dos sistemas adhesivos, uno de los cuales es un nuevo producto recientemente salido al mercado nacional, One Coat SE Bond (Coltène/Whaledent) y el otro es el sistema de adhesión convencional de la misma fábrica, One Coat Bond.



## **HIPÓTESIS**

Existen diferencias significativas en la resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta realizadas con un sistema de adhesivo convencional *versus* un sistema adhesivo autograbante de última generación.

## **OBJETIVO GENERAL**

Determinar la resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta realizadas con el sistema adhesivo convencional y con el sistema adhesivo autograbante de última generación.

### **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Determinar la resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta realizadas con la técnica adhesiva convencional.
- Determinar la resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta realizadas con la técnica adhesiva autograbante de última generación, One Coat SE Bond (Coltène/Whaledent).
- Analizar comparativamente los resultados obtenidos de los grupos en estudio.

### **MATERIALES Y METODO**

Este trabajo experimental se realizó en el Laboratorio del área de Biomateriales Odontológicos del Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile, y en el Laboratorio PROTEN (Proyecto tecnología en envases y embalajes) de la Universidad Tecnológica Metropolitana.

Para la realización de esta investigación se utilizaron 12 terceros molares humanos, recientemente extraídos, libres de caries, a los cuales se retiraron los

restos de ligamento periodontal con cureta. Se conservaron en una solución de suero fisiológico isotónico con formalina al 1 % hasta el momento de su utilización.

Se cortaron las piezas dentarias en sentido vestíbulo–palatino, perpendicular al plano oclusal, utilizando un micromotor de baja velocidad, con porta disco y disco de carburundum, bajo agua corriente para evitar su desecación. En seguida, se cortó la porción radicular de cada mitad dentaria a nivel del fulcrum.

Luego, con turbina de alta velocidad y piedras montadas de diamante cilíndricas, se eliminaron, mediante desgaste, los restos de cámara pulpar remanente en cada mitad, dejando, de esta forma, una superficie amelodentinaria lisa y aplanada.

Se clasificaron ambas mitades dentarias en dos grupos:

- **Grupo uno:** superficies dentarias a las que se les adhiere un cilindro de composite con la técnica adhesiva de autograbado de última generación, One Coat SE Bond (Coltène/Whaledent).
- **Grupo dos:** superficies dentarias a las que se les adhiere un cilindro de composite con la técnica adhesiva convencional.

Al grupo uno se realizó técnica adhesiva de autograbado de última generación de la siguiente manera:

Se limpiaron las superficies de la estructura dentaria no preparada con una escobilla blanda y una suspensión de piedra pómez en agua: se lavó completamente con agua y se secó con una motita de algodón.

Luego se realizó el procedimiento de acuerdo a las especificaciones del fabricante. Se dispensó una gota de primer 1 en el dispensador de mezcla. Se aplicó Primer tanto a la superficie de la dentina como a la del esmalte, utilizando una brochita (amarilla) frotando durante 30 segundos. Se secó ligeramente con aire (2 segundos). Se dispensó una gota de Bond 2 en el dispensador de mezcla. Con un nueva brochita (negra), se aplicó el Bond 2 tanto a la superficie de la dentina como a la del esmalte y se frotó durante 20 segundos. Se secó ligeramente con aire (2 segundos). Se fotopolimerizó durante 40 segundos con una lámpara de fotocurado 3M XL 3000.

En el grupo dos se realizó la técnica adhesiva convencional utilizando el adhesivo esmalte dentina One Coat Bond (Coltène/Whaledent), se polimerizó con una lámpara de fotocurado 3M XL 3000, de acuerdo a los siguientes procedimientos:

A la superficie dentaria se aplicó ácido fosfórico al 37,5 % por 15 segundos en el esmalte y luego se aplicó el ácido a la dentina por otros 10 segundos, se lavó por 40 segundos con agua, se secó con papeles absorbentes y se aplicó con una brochita desechable, una primera capa de adhesivo, se frotó por 10 segundos, para luego adelgazarla con aire suave. Posteriormente se aplicó una segunda capa de adhesivo, se adelgazó con aire y se polimerizó por 40 segundos.

Cuando todas las muestras estuvieron listas, se les confeccionó sobre las superficies preparadas, un cilindro de resina compuesta (Sinergy color A2 de Coltène), cuyas dimensiones fueron de 6mm de diámetro por 3mm de alto, usando un formador de probetas metálico con perforaciones estándar de tales dimensiones, previamente aislado con aislante de silicona. Este cilindro se confeccionó por medio de la técnica incremental en tres capas.

**Foto N° 1: cilindro de resina adherido al diente.**



Se conservaron los cuerpos de prueba en una estufa a 37 ° C, con un 100% de humedad relativa por un lapso de 48 horas.

Luego, en la cara libre de cada cuerpo de prueba, constituida por esmalte, se realizó una técnica adhesiva convencional, grabado ácido, y se aplicó adhesivo para esmalte (One Coat Bond) y se confeccionó un manguito de resina compuesta

(Glassier SDI, universal híbrida) de un diámetro aproximado de 8mm y una longitud de 1cm en promedio.

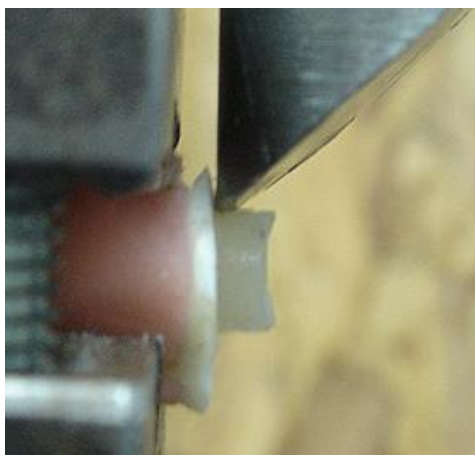
Después se confeccionaron mangos acrílicos (acrílico rosado Marché). Abrazando el manguito de resina compuesta, para todos los cuerpos de prueba para poder fijarlos a la máquina de ensayo universal. Cada cuerpo de prueba tenía un tamaño aproximado de 1cm de ancho 23.5mm de largo.

**Foto N° 2: cuerpo de prueba con mango de acrílico.**



Los cuerpos de prueba fueron testeados en una máquina de ensayos universal INSTRON 3369, aplicando fuerzas de cizallamiento, con una carga de 200kg., a una velocidad de 0.2mm/ minuto, hasta la separación o fractura.

**Foto N° 3: cuerpo de prueba posicionado en la máquina INSTRON.**



Los valores obtenidos se expresaron en MPa. Los resultados obtenidos fueron sometidos a un análisis estadístico descriptivo y comparativo mediante el Test Student. La significación estadística se definió como  $p < 0.05$ .

### **RESULTADOS**

Los resultados obtenidos tanto del sistema adhesivo convencional como del adhesivo experimental fueron tabulados y transformados de Kilogramo Fuerza a Megapascales, unidad de medida internacional. Estos resultados se encuentran en las tablas N° I y II.

**Tabla N° I: valores de fuerza adhesiva con técnica de autograbado en kgf, Kg/cm<sup>2</sup> y Mpa.**

|                   | AUTOGRABANTE |                    |       |
|-------------------|--------------|--------------------|-------|
| CUERPOS DE PRUEBA | Kgf          | Kg/cm <sup>2</sup> | Mpa   |
| 1                 | 56.7         | 200.53             | 19.66 |
| 2                 | 39.18        | 138.57             | 13.58 |
| 3                 | 16.62        | 58.78              | 5.76  |

|             |       |        |              |
|-------------|-------|--------|--------------|
| 4           | 6.12  | 21.64  | 2.12         |
| 5           | 39.89 | 141.08 | 13.83        |
| 6           | 46.47 | 164.35 | 16.11        |
| 7           | 7.41  | 26.2   | 2.56         |
| 8           | 5.52  | 19.52  | 1.91         |
| 9           | 26.13 | 92.41  | 9.06         |
| 10          | 8.86  | 31.33  | 3.07         |
| 11          | 58.83 | 208.06 | <b>20.39</b> |
| 12          | 1.59  | 5.62   | 0.55         |
| PROMEDIO    | 26.11 | 92.34  | <b>9.05</b>  |
| DESV.STAND. | 21.19 | 74.97  | <b>7.35</b>  |

La tabla N° I muestra los resultados obtenidos de la resistencia adhesiva de los cuerpos de prueba en que se realizó el sistema adhesivo de autograbado. El mayor valor de resistencia adhesiva encontrado fue de 20.39 MPa con un promedio de 9.05 MPa.

**Tabla N° II: valores de la fuerza adhesiva con técnica convencional.**

| CUERPOS DE PRUEBA | CONVENCIONAL |        |              |
|-------------------|--------------|--------|--------------|
|                   | Kgf          | kg/cm2 | Mpa          |
| 1                 | 48.53        | 171.63 | 16.82        |
| 2                 | 14.28        | 50.50  | 4.95         |
| 3                 | 38.05        | 134.57 | 13.19        |
| 4                 | 33.89        | 119.86 | 11.75        |
| 5                 | 23.53        | 83.22  | 8.15         |
| 6                 | 74.35        | 262.95 | <b>25.78</b> |
| 7                 | 39.04        | 138.07 | 13.53        |
| 8                 | 21.23        | 75.08  | 7.36         |
| 9                 | 51.34        | 181.57 | 17.80        |
| 10                | 44.05        | 155.79 | 15.27        |
| 11                | 22.63        | 80.03  | 7.84         |
| 12                | 51.3         | 181.43 | 17.78        |
| PROMEDIO          | 38.51        | 136.23 | <b>13.35</b> |
| DESV.STAND        | 16.86        | 59.63  | <b>5.85</b>  |



La tabla N° II muestra los valores de resistencia adhesiva de los cuerpos de prueba obtenidos utilizando el sistema adhesivo convencional. El mayor valor de resistencia adhesiva encontrado fue de 25.78 MPa, con un promedio de 13.35 MPa.

### ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

Los resultados obtenidos en ambos grupos fueron sometidos al programa T-Test Student, para determinar si existen diferencias significativas entre las muestras analizadas.

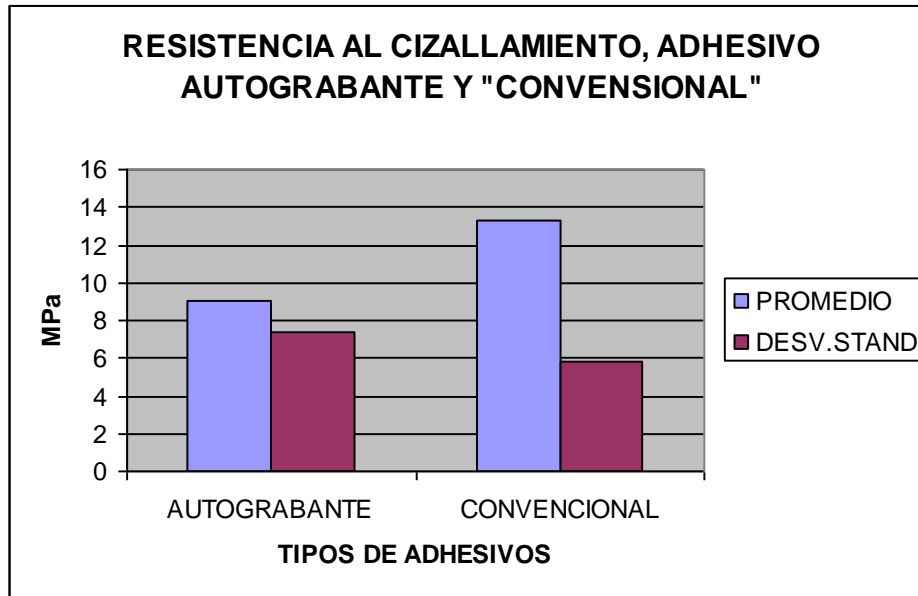
**Tabla N° III: comparación de valores promedio.**

| Grupo | N° de muestras | Promedio | Desviación estándar | SEM  |
|-------|----------------|----------|---------------------|------|
| 1     | 12             | 9.05     | 2.12                | 2.12 |
| 2     | 12             | 13.35    | 5.85                | 1.69 |

En la tabla N° III se esquematizan los resultados obtenidos en el análisis estadístico.

Mediante el análisis estadístico del T-Test de Student se obtuvo el valor de **p= 0.127**.

**Gráfico N° 1: valores de resistencia obtenidos por los grupos de prueba.**



En el gráfico N° 1 se comparan los resultados de los grupos de prueba de ambos sistemas estudiados en valores MPa.

## **DISCUSION**

Continuamente se están desarrollando nuevos sistemas adhesivos y en la actualidad existen una gran variedad de estos materiales en el mercado, pero muchos de ellos no poseen el suficiente respaldo científico con respecto a su comportamiento clínico a lo largo del tiempo, puesto que estos estudios clínicos son de difícil seguimiento en el tiempo. Por otro lado, la mayoría de las investigaciones que avalan los resultados de los nuevos sistemas que se lanzan al mercado, se realizan con estudios *in Vitro* con los cuales no podríamos predecir a cabalidad el comportamiento clínico de ellos. (10).

Una de las propiedades que el odontólogo desea de los materiales de restauración es que estos se mantengan en boca, y en las restauraciones con Resinas Compuestas, esta propiedad está dada por la retención micromecánica que es considerada el principal mecanismo de adhesión del composite al esmalte y dentina (56) la que se logra a través de la técnica de grabado ácido de las estructuras dentarias y la utilización de los sistemas adhesivos tanto a esmalte como a dentina.

En este contexto, la introducción de la técnica de grabado ácido total, ha constituido todo un acierto en relación a la adhesión a dentina y esmalte simultáneamente (56).

Aunque el grabado con ácido fosfórico al 30% - 40% genera estructuras susceptibles para adherirnos a ellas y permite alcanzar una gran fuerza de unión entre dentina y composite, algunos pasos de esta técnica pueden tener efectos negativos sobre el desarrollo de la adhesión. Se consideran efectos negativos: un excesivo tiempo de grabado, un excesivo aire de secado, y una dentina excesivamente húmeda (56). Dada la dificultad de controlar algunos de estos parámetros, es que para disminuir estos efectos adversos se crearon los adhesivos autograbantes, los que disminuyen los pasos operatorios de aplicación del adhesivo, y que proponen así, disminuir la sensibilidad de la técnica (56).

Se ha postulado que el mínimo de fuerza adhesiva a esmalte y dentina para resistir las fuerzas de contracción de los composites es de 17 a 20 MPa (56). Con el grabado de esmalte con ácido fosfórico al 30% a 40% se obtiene una fuerza de unión alrededor de los 20 MPa (57), experiencias clínicas confirman que esta fuerza de unión es suficiente para una retención exitosa de las restauraciones de resina compuesta (56).

Para medir la resistencia adhesiva de los adhesivos dentinarios, existen varios métodos o pruebas siendo el más utilizado el de resistencia a la fuerza de cizallamiento, puesto que serían más representativos que otros, pues recrean con mayor fidelidad lo que ocurre en el sistema estomatognático (10, 58).

En este trabajo se midió la resistencia a la fuerza de cizallamiento de dos sistemas adhesivos. En el primer grupo el adhesivo utilizado fue el adhesivo One Coat SE Bond (Coltène/Whaledent), un nuevo sistema adhesivo autograbante con el cual se obtuvo un promedio de 9.4 MPa de resistencia a la fuerza de cizalle, mientras que en el segundo grupo estudio, donde se utilizó el adhesivo One Coat Bond de la misma Fábrica y de tipo convencional, se obtuvo un promedio de 13.86 MPa, este resultado es mayor que el del primer grupo, aunque estadísticamente no significativo, ya que se obtuvo un  $p= 0.127$ . Esto concuerda con los resultados obtenidos por Senawongse P. et al, donde no se encontraron diferencias significativas en la resistencia a la fuerza de microtensión entre un sistema adhesivo autograbante, Clearfil SE Bond (Kuraray), y un sistema adhesivo “convencional” Single Bond (3M - ESPE) (59).

Cabe destacar que en el primer grupo (adhesivo autograbante) los resultados obtenidos dentro de las muestras del grupo fueron notoriamente variadas entre sí, obteniendo valores entre 0.55 MPa (el más bajo) y 20.39 MPa (el más alto) de resistencia a la fuerza de cizallamiento. En cambio el segundo grupo, aunque igual hubo variación en los valores obtenidos entre las muestras, la variación no fue tan extrema entre el valor más bajo de 4.95 MPa y el valor más alto 25.78 MPa.

Los materiales autograbantes poseen un pH más elevado que varía entre 1.5 a 3.0, en relación al ácido fosfórico utilizado por los sistemas de grabado total (7, 60), por lo que la resistencia adhesiva en los sistemas de autograbado podría ser afectada por diferencias en la cantidad y calidad del barro dentinario, debido a la débil acidez de autograbante (7, 61), además estos materiales al no ser lavados, incorporan el barro dentinario o sus

componentes dentro de las capas de adhesión, lo cual disminuiría el grado de penetración de los primers al interior de la dentina, haciéndose algo más notoria la penetración en los túbulos dentinarios que en la dentina peritubular ( 7, 62).

Al comparar ambos sistemas adhesivos, es importante destacar que el promedio obtenido por ambos grupos (Nº 1: 9.05 MPa, Nº 2: 13.35 MPa) no alcanzan el valor de 17 a 20 MPa necesarios para resistir las fuerzas de contracción de los materiales de resinas compuestas (56). Estos bajos valores de resistencia a la fuerza de cizallamiento se podrían deber a que en el presente estudio sólo se trabajó con terceros molares humanos no erupcionados, los cuales poseen una dentina muy permeable y el grado de mineralización del tejido es inferior al de piezas dentales ya erupcionadas al medio bucal, lo que afectaría la adhesión.

Este estudio intenta esclarecer el comportamiento de los adhesivos y entregar una base razonable para predecir el comportamiento clínico, aunque debemos tomar en cuenta que las condiciones intraorales difieren bastante y son varios tipos de fuerzas los que afectan a las restauraciones de las piezas dentarias al mismo tiempo. Además en este estudio se ignoran presión pulpar, fluido dentinario y flexión dentaria. Pero, extrapolando los resultados nos da una idea del comportamiento que tendrá el material restaurador en boca.

## CONCLUSIONES

De un total de 24 cuerpos de prueba divididos en dos grupos de estudio, utilizando dos sistemas adhesivos: One Coat SE Bond (Coltène/Whaledent) y One Coat Bond (Coltène/Whaledent) respectivamente, los que fueron sometidos a fuerzas de cizallamiento en una máquina de ensayos universal INSTROM, y según los resultados obtenidos, se llegó a las siguientes conclusiones:

- Las restauraciones de resina compuesta realizadas con el sistema adhesivo One Coat SE Bond (Coltène/Whaledent) según las recomendaciones del fabricante, obtuvieron como promedio una resistencia adhesiva de 9.05 MPa.

- Las restauraciones de resina compuesta realizadas con el sistema adhesivo One Coat Bond (Coltène/Whaledent) con técnica de grabado ácido total y según las recomendaciones del fabricante, obtuvieron como promedio una resistencia adhesiva de 13.35 MPa.
- El sistema adhesivo One Coat Bond presentó mayores valores de resistencia adhesiva al compararlo con las restauraciones de resina compuesta realizadas con el sistema adhesivo autograbante One Coat SE Bond, pero se estableció que de acuerdo a las condiciones en que se realizó este trabajo, no fue posible encontrar diferencias estadísticamente significativas (  $p= 0.127$  ) entre ambas técnicas adhesivas.
- En consecuencia, se rechaza la hipótesis de trabajo, la cual señalaba que “existen diferencias significativas en la resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta realizadas con un sistema de adhesivo convencional *versus* un sistema adhesivo autograbante de última generación”.



## **SUGERENCIAS**

- Realizar estudios bajo microscopio electrónico para observar el tipo de falla adhesiva que se pudo crear.
- Realizar este mismo estudio sobre piezas dentarias totalmente erupcionadas y con caries, ya que realizamos restauraciones en este tipo de sustratos.
- Realizar estudios clínicos para evaluar la efectividad en condiciones reales de las fuerzas adhesivas de los sistemas que se estudiaron.

## RESUMEN

En el presente estudio se realizó un estudio *in Vitro* con el fin de evaluar y comparar la resistencia adhesiva de resinas compuestas adheridas a superficies dentarias con un adhesivo que utiliza una técnica de autograbado One Coat Bond (Coltène/Whaledent) y un adhesivo con técnica de grabado ácido total One Coat SE Bond (Coltène/Whaledent), las que fueron evaluadas frente a fuerzas de cizallamiento.

Para realizar el estudio se utilizaron 24 molares humanos, sanos, recientemente extraídos. Previa confección de los cuerpos de prueba, los molares fueron sometidos a un curetaje para remover el ligamento periodontal, cortados a nivel del fulcrum y en sentido vestíbulo palatino/lingual, para así obtener dos mitades a las cuales se les eliminó los restos de cámara pulpar y se les alisó la superficie interna. Sobre ellos se confeccionaron los cuerpos de prueba que consistieron en un cilindro de resina de dimensiones normadas que se adhirieron al sustrato dentario con dos técnicas de adhesión, en 12 mitades de molares se realizó la técnica de autograbado, según las indicaciones del fabricante y en las 12 mitades restantes se realizó la técnica de grabado ácido convencional. Luego en la otra cara de la superficie dentaria se confeccionó un maguito de resina adherido a esta con la técnica de grabado ácido convencional, sobre el mango de resina se realizó un mango de acrílico rosado de autocurado, para poder posicionar los cuerpos de prueba en

el dispositivo de la máquina de ensayos universal INSTROM, donde los cuerpos de prueba fueron sometidos al test de resistencia a la fuerza de cizallamiento. Los resultados obtenidos en Kgf fueron transformados a  $\text{Kg/cm}^2$  para luego obtener los datos en MPa, estos resultados fueron sometidos a análisis estadístico mediante el Test Student, no encontrándose diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos.

Se concluyó que las restauraciones de resina compuesta realizadas con la técnica de grabado ácido total presentaron valores mayores en promedio que el sistema de autograbado, pero esta diferencia no fue estadísticamente significativa.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

- 1.- Página web: Martínez B., Instituto de referencia de patología oral Facultad de Odontología Universidad de Chile. 2005  
<http://odontologia.uchile.cl/irepo/patoral/private/carie/carie.html>
- 2.- Barrancos J. "Operatoria Dental". 3º edición. Ed. Panamericana. Cap. 8, Pág. 235. 1999. Cap.17-22.
- 3.- Mariné A., Stanke F., Urzúa I. "Tratamiento De Una Enfermedad Infectocontagiosa". 1ª edición. Facultad de Odontología Universidad de Chile. 1997.
- 4- Diseño e Implementación de las Prioridades de Salud, Reforma Programática Chilena 1997, División de Salud a las Personas DISAP, Pág. 48. 1º Edición Diciembre 1997.
- 5- Brown P. (1991) "Caries." Facultad de Odontología Universidad de Valparaíso.
- 6.- Mitchell y Mitchell. "Oxford Manual de odontología clínica". 1ª edición. Ediciones médicas folium. Pág. 25.
- 7.- Viviana C., Estudio comparativo *In Vitro* de la resistencia adhesiva de restauraciones en resina compuesta realizadas con técnica adhesiva con grabado ácido total v/s un sistema adhesivo autograbante. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano- Dentista, Facultad de Odontología, U. De Chile, 2004.
- 8.- Leinfelder. et al., "Amalgam Substitute, a new polymer material". Oral Health. April; Pág. 57-62, 1998.
- 9.- Swift, E., Perdigo J, , "Bonding to enamel and Dentine: A Brief Hytory And Stae of the Art". Quitessence Int. 26 (2):95-110, 1995.

- 10.- Guerrero C., "Análisis comparativo *In Vitro* de la resistencia adhesiva de dos técnicas de aplicación de los sistemas adhesivos". Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano-Dentista, Facultad de Odontología, Universidad de Chile. 2002.
- 11.- Craig, O'Brian W., Powers J.. (1999) "Materiales Dentales, propiedades y manipulación". Editorial Mosby; Capítulo I- IV; Pág. 1-70.
- 12.- Robertson T, Herman H, Sturdevant J, Clifford M (1999) "Operatoria Dental. Arte y Ciencia"; Tercera Edición.
- 13.- Williams DF., Cunningham J.. (1982) "Materiales En La Odontología Clínica". Ed Mundi. 1ª Edición. 377pp.140-179. Cap V.
- 14.- Ehrmantraut M., Bader M.. "Polimerización De Resinas Compuestas A Través De Estructuras Dentarias". Revista Facultad De Odontología Universidad De Chile. 12(2):22-27. 1994.
- 15.- Ehaideb AA AL., Mohamed H (2001) "Microleakage of one bottle dentón adhesives" Operatistry; 26; Pág. 172-175.
- 16.- Raúl J., Spadillero M., Uribe J.. "Sistemas Resinosos Compuestos".Pág. 207-225. Cap 8.
- 17.- Página web: Javier Leonardo Martinez Trellez. C.I.# 11.921.322. República Bolivariana de Venezuela. Universidad Santa María - Facultad de Odontología. <http://www.odontologiaonline.com/estudiantes/trabajos/jmlt/jmlt01.html>.
- 18.-Página web: Dr. Gabriel Guevara Cordera. Instituto salesiano de estudios superiores. DTO. Apopyatura academia. A.I.S.E.S. banco de datos biblioteca

digital.

[jgquecor@hotmail.com](mailto:jgquecor@hotmail.com).

<http://www.dentopolis.com/download-search-.html>

<http://www.dentopolis.com/article142.html>

19.- Sturdevant C. "Operatoria Dental: Arte y Ciencia". 3ª edición. Editorial Harcourt Brace. Cap. 16.1999.

20.- Phillips R. "La Ciencia de los Materiales Dentales de Skinner". 8va Edición. Ed. Interamericana. México. Cap. IV. 1988.

21.- Baratieri L., "Operatoria Dental: Procedimientos Preventivos y Restauradores". Sao Paulo: Quintessence. 1993.

22.- Swift E., "Bonding Systems for restorative materials: a comprehensive review". Am Acad Ped Dent. 20:80-84. 1998.

23.- Página web oficial SDI. <http://www.sdi.com.au/ice/specs.asp>.

24.- Briceño J., "Estudio Comparativo *In Vitro* de la resistencia adhesiva de tres resinas compuestas con nanorrelleno". Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología U. De Chile, 2004.

25.- Rojas Luis., "Análisis Comparativo *In Vitro* de la microfiltración marginal en restauraciones directas de Resina" Trabajo de Investigación, requisito para optar al título de Cirujano Dentista, Facultad de Odontología, U. De Chile, 2003.

26.- Fleet Christopher., "Análisis comparativo *in vitro* de la microfiltración marginal de una Resina Compuesta Microhíbrida convencional y tres de nanorrelleno" Trabajo de Investigación, requisito para optar al título de Cirujano Dentista, Facultad de Odontología. U De Chile, 2004.

27.- Bader M., Astorga C., Baeza R., Ehrmantraut N., Villalobos J.. “Biomateriales Dentales”. Tomo I. Propiedades Generales. Primera Edición.1996.

28.- Pontes D.G., de Melo A. T., Monnerat A. F. “Microleakage of New All-In One Adhesive Systems on Dentinal and Enamel Margins”. Quintessence Int. 33(2): 136-139. 2002.

29.- Página web: [http://odontologiaa.tripod.com.mx/adhesion\\_dental.html](http://odontologiaa.tripod.com.mx/adhesion_dental.html)

30.- O’Keefe KL., Powers JM.. “Adhesión of Resin Composite Core Materials to Dentin”. Int. J. Prosthodont.14(5): 451-456. Sep-Oct.2001.

31.- Página web: Rodriguez R. “Adhesión en Odontología Contemporánea I”. Universidad de Valencia, España, 2004.

<http://www.odontologia-online.com/casos/part/RA/RA01/ra01.html>

32.- Van Meerbeek B, Perdigao J & Vanherle G. “The Clinical Performance of Adhesives”. Journal of Dentistry. 1998; 26 (1): 1 – 20.

33.- Swift E., Perdigao J., Heymann H.O. “Bonding To Enamel and Dentin: A Brief History and State Of The Art”. Quintessence Int. 26(2): 95-110. 1995.

34.- Perdigao J, Lambrechts P, Van Meerbeek B & Vanherle G. “A field emission SEM comparison of four post fixation drying techniques for human dentin”. Journal of Biomedical Materials Research. 1995; 29 (9): 1111 – 1120.

35.- Página web: Otamendi C. "Efecto de los Compuestos Eugenólicos en los Materiales Utilizados en Endodoncia Sobre la Unión de los Sistemas Adhesivos". Octubre 2003.

[http://www.carlosboveda.com/Odontologosfolder/odontoinvitadoold/odontoinvitado\\_35.htm](http://www.carlosboveda.com/Odontologosfolder/odontoinvitadoold/odontoinvitado_35.htm)

36.- Goes MF, Sinhoreti MA, Consani S, Da Silva MA. "Morphological effect of the type concentration and etching time of acid solutions on enamel and dentin surfaces". Braz Dent J 1998;9:3-10.

37.- Montenegro M.A., Mery C., Aguirre A. "Histología y Embriología del Sistema Estomatognático". Facultad de Odontología Universidad de Chile. 138p. Pág. 61-75. Cap 5-6. 1986.

38.- Página web: Perdigao J., DMD., Ms., Ph. D. Profesor Asociado. "Adhesivos dentales: últimos avances". Departamento de Odontología Conservadora. Universidad de Carolina del Norte.

<http://www.dentsply-iberia.com/Noticias/clinica1N8.htm>

39.- Página web: Dr. Abreu R. Odontólogo. "Adhesión en Odontología Contemporánea II". Universidad de Valencia - España.

<http://www.odontologia-online.com/casos/part/RA/RA05/ra05.html>



40.- Van Meerbeek B, Perdigao J & Vanherle G. The clinical performance of adhesives. Journal of Dentistry. 1998; 26 (1): 1 – 20.

41.- Van Meerbeek B, Yoshida Y & Vanherle G. Mechanisms of bonding of a resin modified glass ionomer adhesive to dentin. Journal of Dental Research. 1998; 77: 911. Abstract 2236.

42.- Página web: “Informe sobre adhesivos a dentina y esmalte” CRA Newsletter, Volume 24, Inssue 11, November 2000.

<http://www.sdpt.net/adhesivosdent.htm>

43.- Horris RK, Phillips RW, Swortz ML. “An evaluation of two resin Systems for restoration of obraded areas”. J Prosthet Dent 1 974;3 1:537-546

44.- Albers HF. “Dentin-resin bonding”. Adept Report 1990; 1:33-34.

45.- Munksgaard EC, Asmussen E. “Denhnpolymer bond promoted by Gluma and various resins”. J Dent Res 1985;64:1409-141

46.- Causlon BE, “Improved bonding of composite resin to dentin”. Br Dent J 1984; 156:93.

47.- Joynt RB, Dovis, EL Wejczkowski G, Yu XY. “Dentin bonding agents and the smear layer”. Oper Dent 1991;16:186-191.

48. Lambrechts P, Broem M, Vanherle G. “Eva luation of cimical performance for posterior composite res ms and dentin adhesives”. Oper Dent 1987; 12:53-78.

49.- Christensen GJ. "Bonding ceramic or metal crowns with resin cement". Clin Res Associates Newsletter 1992; 16:1-2.

50.- Barkmeier WW, Latta MA. "Bond strength of Dicor using adhesive systems and resin cement". J Dent Res 1991; 70:525. Abstract.

51.- Swift EJ, Triolo PT. "Bond strengths of Scotchbond multi-purpose to moist dentin and enamel". Am J Dent 1992; 5:3 18-320.

52.- Kanca J. "Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin". Am J Dent 1992; 5:213-215.

53.- Pashley DH. "The effects of acid etching on the pulpodentin complex". Oper Dent 1992; 17:229-242.

54.-Página web: "Sistemas adhesivos de séptima generación".

<http://www.sdpt.net/adhesivos7generacion.htm>.

55.- Hashimoto M, Qhno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Q9uchi H. "In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1-3 years". J Dent Res 2000; 79:1385-9.

56.- Kiremitci A, Yalcin F, Gökalp S. "Bonding to enamel and dentin using self-etching adhesive systems". Restorative Dentistry 2004; 35:36-370.

57.- Gottlieb EW, Retief D, Jamison H. "An optimal concentration of phosphoric acid as an etching agent. Part I. Tensile bond strength studies". J Prosthet Dent 1982;48:48-51.

58.- Cardoso P., Braga R., Carrilho M., "Evaluation of micro-tensile, Shear and tensile test determining the bond strength of three adhesive systems". Dent Mater Nov. 1998;14:394-398.

59.- Senawwongse P., Harnirattisai C., Shimada Y., Tagami J., "Effective Bond Strength of Current Adhesive Systems on Deciduous and Permanent Dentin". Operative Dentistry 2004; 29-2:196-202.

60.- Castro P., "Análisis comparativo *in vitro* de la resistencia adhesiva de cuatro resinas compuestas con sus respectivos adhesivos". Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano-Dentista. Facultad de Odontología. U. de Chile. 2002.

61.- Takahashi A. et al. "Effects of mechanical properties of adhesive resin on bond strength to dentin". Dental Materials 2002; 18:263-68.

62.- Aguilera A. et al. "Sistemas adhesivos de Autograbado". Revista Dental de Chile 2001; 92(2):23-28.