



UNIVERSIDAD DE CHILE

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA

AREA DE BIOMATERIALES DENTALES

Evaluación de la resistencia adhesiva a la dentina de restauraciones de resina compuesta realizadas con un adhesivo de grabado y lavado y un adhesivo autograbante.

Silvia Isabel Monsalves Bravo

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

Tutor Principal:

Profesor Dr. Marcelo Bader M.

Tutor Asociado:

Profesor Dr. Cristian Astorga M.

Santiago - Chile

-2008 -

Quiero dedicar este trabajo a mi mamá por ser un pilar en mi vida, por su apoyo, tiempo, cariño incondicional y por ayudarme a cumplir mis sueños.

A mi tata por sus valores y enseñanzas que marcaron mi vida y que junto a su recuerdo dejaron una huella en mi corazón.

A mi buen Jesús, por todo lo que me ha dado en esta vida.

Agradecimientos

Al Prof. Dr. Marcelo Bader, por ser mi tutor y guía, por su apoyo en todo momento, por ayudarme a encontrar un nuevo camino en la labor docente y por su compromiso y ejemplo a seguir.

Además por su gran ayuda y constante dedicación y tiempo en el desarrollo de mi investigación ya que sin su colaboración y buena disposición no hubiese podido llevar a cabo este trabajo.

Al Prof. Dr. Cristian Astorga por su interés en el tema y por su apoyo.

Al Prof. Dr. Manuel Ehrmantraut por su entrega y constante preocupación en el desarrollo de mi trabajo.

Al Prof. Dr. Raúl Sáez por su amistad, su apoyo incondicional y por sus consejos y sabiduría para enfrentar la vida.

A Don Marco Jorquera, encargado de la manipulación de la máquina Tinus Olsen, ubicada en el Laboratorio IDIEM, por su amabilidad y tiempo.

A todos mis amigos y amigas que hicieron que estos años de Universidad estuvieran llenos de buenos momentos.

A Matías, por estar a mi lado y hacerme feliz.

Índice

	<u>Pág</u>
Introducción.....	1
Marco Teórico.....	7
Hipótesis.....	56
Objetivos.....	56
Materiales y Método.....	57
Resultados.....	65
Discusión.....	71
Conclusiones.....	74
Sugerencias.....	76
Resumen.....	77
Bibliografía.....	79

Introducción

Durante su ejercicio profesional, el Odontólogo deberá enfrentar el desafío de dar una adecuada solución a los requerimientos de sus pacientes afectados por las distintas enfermedades que pueden manifestarse en el territorio cráneo-cérvico-máxilo-facial ⁽¹⁾.

Dentro de estas enfermedades, las de mayor prevalencia en la población chilena son la Caries Dental y la Enfermedad Periodontal, que se manifiestan sobre los dientes y los tejidos de soporte y protección ⁽¹⁾.

Según Bhaskar, la caries dental constituye la enfermedad más común del ser humano y puede definirse de diferentes maneras. F.V Domínguez la describe como una secuencia de procesos de destrucción localizada en los tejidos duros dentarios, que evolucionan en forma progresiva e irreversible desde la superficie del diente, para luego avanzar en profundidad ⁽²⁾. Su incidencia a nivel mundial es de aproximadamente un 94% y en Chile de un 98% por lo cual constituye uno de los mayores problemas de salud pública en el mundo ⁽³⁾.

La caries dental es una enfermedad infectocontagiosa, transmisible, multifactorial, de tipo crónica y localizada. Su iniciación y desarrollo está vinculada con microorganismos específicos involucrados en su etiología ⁽²⁾, 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 la responsable de la desmineralización de los tejidos duros del diente. 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 cavitación o pérdida de estructuras de mayor o menor envergadura según haya sido la severidad de la lesión, secuela que será necesario reparar para permitir que la pieza dentaria recupere su morfología, y junto con ella su función y estética, además de preservar de esta forma la salud y el equilibrio del ecosistema bucal ^(1, 4).

Para lograr la restauración de las estructuras perdidas, se deberá recurrir a los Biomateriales de uso Odontológico, cada uno de los cuales han sido especialmente diseñados para cumplir determinadas funciones dentro de los procedimientos necesarios para la rehabilitación del paciente ⁽¹⁾.

Debido a las exigencias estéticas del paciente, las Resinas Compuestas constituyen en la actualidad uno de los materiales restauradores más utilizados.

Estos materiales no poseen adhesión específica a las estructuras dentarias, por lo que deben ser fijados mediante un procedimiento clínico específico que involucra el acondicionamiento previo de las estructuras dentarias y el

uso de adhesivos adecuados, basándose en los nuevos conceptos desarrollados por la Odontología Adhesiva.

El objetivo del acondicionamiento previo de las estructuras dentarias y del uso de los sistemas adhesivos, es controlar el sellado marginal de la restauración, compensando los efectos de la contracción que sufren las resinas compuestas al polimerizar, y al mismo tiempo, facilitar una retención eficaz y a largo plazo de la restauración.

Las Resinas Compuestas al no requerir la confección de cavidades de las dimensiones y las formas establecidas por los antiguos principios de Black, evitan el concepto de extensión de las preparaciones cavitarias, y conservan mayor estructura ⁽⁸⁾.

Los sistemas adhesivos, se encuentran compuestos por un acondicionador o agente imprimante y un agente de enlace (adhesivo), y se usan posteriormente a la realización de una técnica de preparación de la estructura dentaria conocida como técnica de grabado ácido del esmalte o del esmalte y dentina ⁽⁹⁾.

El agente imprimante y el adhesivo pueden presentarse en forma separada o en un solo envase. En el primer caso se requieren 3 pasos clínicos: el primero es el grabado con ácido fosfórico que actúa preparando el sustrato dental para la adhesión, el segundo corresponde a la aplicación del agente imprimante, que es la parte del sistema adhesivo hidrofílicamente compatible

con la dentina húmeda y el tercero corresponde a la aplicación de la parte hidrófuga o adhesivo, compatible con la resina compuesta ⁽⁸⁾.

En el segundo caso, el procedimiento se aplica en 2 pasos operatorios: grabado con ácido fosfórico, y luego la imprimación y adhesivo en una sola aplicación.

Los objetivos del acondicionamiento con ácido fosfórico del esmalte son: limpiar la superficie, crear microporosidades por la disolución selectiva de los cristales de hidroxiapatita y liberar la energía libre de la superficie. En la dentina tiene por finalidad retirar la capa de barro dentinario producida durante la preparación cavitaria y disolver parcialmente la hidroxiapatita, lo que promueve la apertura de los túbulos, y expone la trama de fibras colágenas de la dentina intertubular para permitir la penetración del adhesivo en esas zonas y trabarse allí ⁽⁸⁾.

Generalmente la profundidad de desmineralización de dentina intertubular es del orden de 4 a 5 micrómetros, y la penetración del adhesivo en esa zona constituye la llamada capa híbrida (Nakabayashi 1982)⁽⁸⁾.

El Acondicionamiento ácido del esmalte y dentina que se denomina "Acondicionamiento ácido total" comenzó a ser cuestionado en función de ciertos inconvenientes de la técnica. El primero sería el posible colapso de las fibras colágenas en el caso de que al desecarse la dentina desmineralizada, quedase desprovista del agua que provee soporte a la red de colágeno. El segundo inconveniente estaría representado por la posible

diferencia entre la profundidad de desmineralización generada por el ácido y la capacidad de penetración del adhesivo, lo que podría dejar tejidos dentarios desmineralizados de forma involuntaria que posteriormente no serán restaurados ^(8, 6).

Para evitar la agresión a zonas que no serán restauradas y como una forma de facilitar el procedimiento operatorio, es que aparecieron los adhesivos autograbantes, los que no utilizan previamente la técnica de grabado con ácido fosfórico ⁽⁶⁾.

Los adhesivos autograbantes son capaces de actuar simultáneamente como acondicionadores del esmalte y de dentina y además como imprimantes, evitando así la posibilidad de una capa desmineralizada que no haya sido penetrada por el adhesivo, ya que la desmineralización de la dentina y su infiltración por parte del adhesivo se dan al mismo tiempo.

Como no hay una fase de lavado, tanto el barro dentinario como la hidroxiapatita disuelta por la acción del adhesivo autoacondicionador quedan incorporados a la capa híbrida ⁽⁸⁾.

Con menos etapas en un procedimiento clínico no solo se economiza tiempo, sino también se reduce la posibilidad de cometer errores, lo cual representa una gran ventaja para el trabajo del odontólogo ^(2,8).

Frente a lo anterior, cabe la duda de si realmente esta nueva generación de adhesivos puede lograr los mismos o mejores resultados clínicos que sus

antecesores, o si por el contrario serán más deficientes en obtener sellado marginal y capacidad de retención.

En virtud de lo anterior, es que este trabajo busca evaluar comparativamente el grado de resistencia adhesiva a la dentina logrado en restauraciones de resina compuesta realizadas con dos sistemas adhesivos, uno corresponderá a un adhesivo autograbante de sexta generación recientemente aparecido en el mercado nacional y el otro corresponderá al sistema de adhesión convencional (grabado y lavado) de la misma marca.

Marco Teórico

Al planificar la restauración de piezas dentarias dañadas por caries, se deben tener en consideración aspectos conservadores, funcionales, biológicos y estéticos. Para lograr dichos propósitos, en la actualidad se cuenta con diversos materiales, siendo las resinas compuestas, uno de los materiales de mayor uso en Chile ^(2,7).

Las resinas compuestas nacieron como alternativa frente a las resinas simples de obturación directa, las que fueron introducidas en el campo de la Odontología restauradora en la década de los años 40. Estas resinas eran materiales de origen orgánico por lo que presentaban una alta variación dimensional térmica, malas propiedades de resistencia mecánica, gran contracción de polimerización y mala estabilidad de color, con lo cual su uso clínico se encontraba limitado por estas propiedades negativas, que se debían a su estructura química de material orgánico, 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 ⁽⁷⁾.

En el año 1962 R.L Bowen 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. Este nuevo compuesto tenía como finalidad formar parte de una matriz orgánica que mejoraba las

características de las resinas acrílicas simples, es decir que obtenía una menor contracción de polimerización, mejor resistencia mecánica y mayor estabilidad ante los cambios térmicos. A esta matriz orgánica se le agregó una fase inorgánica en forma de partículas irregulares de tamaño variable (7,10).

Las Resinas Compuestas corresponden a un material de restauración plástico de obturación directa y que se define como la combinación tridimensional de dos materiales químicamente diferentes (orgánico e inorgánico) unidos entre sí por un agente de acoplamiento. En ella intervienen tres fases: una matriz orgánica, un relleno inorgánico y un agente de acoplamiento, el que generalmente corresponde a un compuesto silícico orgánico, el cual se caracteriza por ser una molécula bifuncional capaz de interactuar con la matriz orgánica y con las partículas de relleno inorgánico simultáneamente (10,11).

Matriz Orgánica

Está formada por distintos tipos de resinas, siendo en la actualidad las más utilizadas las resinas a base de BIS-GMA y UDMA (dimetacrilato de uretano). Ya que estos monómeros presentan una viscosidad demasiado alta, lo que dificulta el proceso de fabricación y posteriormente de aplicación clínica, se le agregan monómeros solventes de baja viscosidad, tales como

el TEGDMA (trietileno glicol dimetacrilato) y el EDGMA (etileno glicol dimetacrilato), con el fin de controlar su consistencia y viscosidad ^(12,10)

Relleno inorgánico

Son generalmente elementos inorgánicos de tamaño pequeño y de formas variables cuya finalidad es mejorar las propiedades mecánicas de la matriz orgánica, disminuir la contracción de polimerización, contrarrestar el coeficiente de expansión térmica y aumentar su dureza. Además pueden otorgarle radiopacidad a la resina compuesta dependiendo del tipo de partícula usada por el fabricante.

La mayoría de las resinas compuestas contienen rellenos de cuarzo, sílice pirolítica coloidal, cristales de silicio con bario y estroncio, silicato de aluminio y litio e hidroxiapatita sintética ^(10,12).

Agente de acoplamiento

Uno de los grandes problemas que presentan las resinas compuestas es la unión de la fase orgánica con la inorgánica e impedir que ambos 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. Para realizar esto, el

tratamiento más utilizado consiste en emplear un compuesto silícico orgánico con grupos vinilo, el que puede reaccionar simultáneamente con la matriz orgánica y la superficie de las partículas inorgánicas.

Los agentes de acoplamiento más utilizados son los compuestos órgano-silanos, moléculas de doble polaridad, que pueden reaccionar simultáneamente con la superficie orgánica e inorgánica.

El vinil-silano fue uno de los primeros agentes de acople utilizados, pero al ser muy poco reactivo, se reemplazó por el gamma – metacriloxipropiltrimetoxi-silano que proporciona una unión más resistente e hidrolíticamente más estable ^(10,12).

Existen otros componentes de la resina compuesta entre los cuales se encuentran: Los Estabilizadores de color, cuya finalidad es absorber la luz ultravioleta y se utilizan solo en las resinas compuestas de polimerización química; los inhibidores de la polimerización, para evitar la polimerización prematura de la resina compuesta, y los iniciadores de la polimerización, donde el iniciador será diferente de acuerdo al sistema de polimerización empleado, existiendo sistemas de activación química y física ^(6,10).

Clasificación de las Resinas Compuestas

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

Resinas Compuestas de Macrorelleno o convencionales:

Corresponden a la primera generación de resinas compuestas, llamadas también de macropartículas, convencionales o tradicionales. Estas resinas contenían una carga inorgánica de partículas grandes, con tamaños que fluctuaban entre 1 a 100 micrómetros ⁽¹⁰⁾. La alta carga inorgánica que se logró con las partículas grandes, representó una reducción importante en la contracción de polimerización y aumentó la resistencia mecánica. Sin embargo la característica 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 orgánica resinosa se desgastaba más rápido que el relleno inorgánico ⁽¹³⁾. Debido a esto se producía el depósito de placa bacteriana, aumentando las probabilidades de caries recidivante y pigmentación, lo que trajo consigo deterioros estéticos y funcionales.

Además, el desgaste producido por el estrés y la fatiga termodinámica, provocaba que las partículas fueran expulsadas de la matriz formándose

poros y cracks internos. Debido a estos problemas, esta clase de resinas compuestas tuvo poca aceptación clínica, ya que sufrían importantes desgastes y pigmentaciones. Por lo mismo, se intentó mejorar estos materiales, y así surgieron las resinas compuestas de partículas finas ^(9,10), las cuales fueron una optimización de estos materiales pero sin lograr una solución definitiva a los problemas señalados.

Resinas Compuestas de Microrelleno o micropartículas:

Se desarrollaron como consecuencia de la dificultad de pulido que presentaban los materiales anteriores. Este tipo de resinas compuestas posee un relleno de tamaño mucho más pequeño y uniforme, cuyo tamaño varía entre 0,04 y 0,05 micrones ^(10,15). Con esto se consigue una excelente terminación superficial que mejora en forma considerable la apariencia estética. Sin embargo, debido a que las partículas no podían agregarse en gran porcentaje, sus propiedades mecánicas eran inferiores a las resinas compuestas de macrorelleno y además presentaban un mayor coeficiente de variación dimensional térmico. Sin embargo, y a pesar de ello, presentaban una alta resistencia al desgaste y una excelente superficie pulida ^(14,15).

Resinas Compuestas Híbridas:

Estas resinas se desarrollaron con el objetivo de combinar las buenas características de las resinas compuestas convencionales y las de microrelleno, por eso es que este sistema presenta los dos tipos de relleno: macropartículas optimizadas entre 1 y 8 micrones y micropartículas de 0.04 a 0.05 micrones, cuyo promedio estaba sobre el micrón. Al realizar la combinación de ambos tipos de relleno se obtuvieron propiedades mecánicas y de pulido intermedios, lo que dio por resultado una resina compuesta con un coeficiente de expansión térmica similar a los de micropartícula y más resistente al desgaste, con una reducida pérdida superficial de relleno. Sin embargo presentaban el inconveniente de ser más difíciles de pulir que las resinas compuestas de microrelleno ^(6,10).

Resinas Compuestas Microhíbridas:

Se desarrollan con el fin de lograr una optimización de las resinas compuestas híbridas, en cuanto a sus características de pulido, de resistencia mecánica y al desgaste. Presentan los dos tipos de partículas de las resinas compuestas híbridas, pero con un tamaño máximo que no supera los 3 micrones, con un promedio inferior al micrón que oscila entre 0,4 y 0,9 micrones, dependiendo de la marca comercial de la resina compuesta. Esto

permite obtener un mayor porcentaje volumétrico de relleno y por ende una menor cantidad de matriz orgánica, lo que les otorga una menor contracción de polimerización y un menor coeficiente de expansión térmica y de sorción acuosa.

Dada su capacidad de pulido poseen buenas propiedades estéticas, estabilidad de color y buena resistencia al desgaste y a la fractura ^(6, 17,18).



Fig.1 : Resina microhíbrida ⁽¹⁹⁾

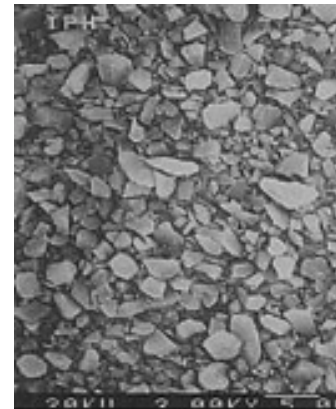


Fig. 2 : Resina híbrida ⁽¹⁶⁾

Resinas Compuestas de Nanorelleno:

Los avances tecnológicos han permitido obtener resinas compuestas con partículas de relleno cada vez más pequeñas, pero con procedimientos que permiten agregarlas en un alto porcentaje.

Es así como en la actualidad se han desarrollado los sistemas de resinas compuestas con partículas de relleno que van de 0,02 a 0,075 micrones. Estos sistemas poseen una buena resistencia al desgaste gracias al tipo de relleno de estroncio vítreo que poseen. Este relleno nanométrico genera un pulido de larga duración de la resina compuesta, manteniendo las propiedades de resistencia mecánica.

La disminución del tamaño de las partículas, permite realizar una aglomeración de nanorelleno denominada “nanocluster” con lo cual disminuye el porcentaje de matriz orgánica y por lo tanto, la contracción de polimerización ^(15,19).

Independientemente del tipo de partícula que posean, las resinas compuestas endurecen mediante un proceso de polimerización, donde los monómeros son transformados en polímeros. Este proceso se realiza gracias a la acción de un agente denominado iniciador, que tiene la finalidad de formar radicales libres de alta energía, capaces de descomponer los dobles enlaces que poseen los monómeros, desencadenando la unión entre ellos. Este iniciador a su vez, necesita de la acción de un activador para poder generar los radicales libres, el cuál fue en un primer momento de naturaleza química. Posteriormente debido a los pobres resultados que se obtuvieron en cuanto a la estabilidad de color, fue sustituido por un activador de tipo físico, que corresponde a un haz de luz con una longitud de onda que oscila

entre 420-480 nanómetros y que es el sistema de activación que se utiliza en las resinas compuestas en la actualidad ^(10,20).

El proceso de polimerización lleva junto a él dos fenómenos de importancia, como son la generación de calor y la contracción de polimerización. El primer fenómeno 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⁾.

En cuanto a la contracción de polimerización ésta no puede ser evitada, pero si disminuída 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 ^(2,10).

Por otro lado, las resinas compuestas no poseen adhesión específica a la pieza dentaria, es por esto que se han creado diversas técnicas, como la de

grabado ácido, y por otra parte la creación de adhesivos que permiten la unión de este material a la pieza dentaria.

Con el desarrollo del grabado ácido y de estos materiales adhesivos se ha dado origen a la odontología adhesiva, la cual sigue los principios generales de la adhesión.

Adhesión

Adhesión, se define como toda fuerza que permite mantener dos superficies en contacto, o la fuerza que se opone a la separación de dos cuerpos manteniéndolos unidos cuando están en íntimo contacto ⁽¹⁾.

Cuando se ponen en contacto dos superficies que se desea adherirlas entre sí, es necesario destacar que uno de los requisitos más importantes es lograr un íntimo contacto entre las partes, lo cual no siempre es posible entre dos sustancias sólidas, de allí que por lo general se requiera de un elemento adicional que por sus características, al ser puesto en contacto con ambas superficies pueda armonizarlas y lograr su unión. Este elemento casi siempre, es un material semilíquido que luego de endurecido mantendrá unidas a las partes ⁽¹⁾.

De acuerdo a esto, la adhesión se clasifica en dos categorías, según los mecanismos que se utilicen para lograrla: Adhesión de tipo mecánica o física y Adhesión de tipo química o específica.

Adhesión mecánica

Corresponde a la unión que se realiza entre dos superficies a través de una trabazón entre las partes a unir, las cuales se mantienen en contacto en base a la penetración de una de ellas o de un adhesivo en las

irregularidades que presenta la superficie de la otra, impidiéndose la separación al quedar ambas partes trabadas ⁽¹⁾.

Este tipo de adhesión se subdivide a su vez en:

-Adhesión Macromecánica: Es aquella en que las partes quedan trabadas en función de la morfología macroscópica de ellas. Por ej: la retención o anclaje de una restauración esta dada por medio de formas cavitarias específicas ⁽²⁾.

-Adhesión Micromecánica: Es la unión entre dos superficies, a través de una trabazón entre las partes a unir o por la generación de tensión entre las mismas, pero a diferencia de la anterior, las partes se traban en función de su morfología microscópica.

Este tipo de adhesión es considerado el más importante mecanismo por el cual las resinas compuestas se unen tanto a esmalte como a dentina y esto ocurre cuando la resina compuesta, a través de su sistema adhesivo, se infiltra por las porosidades dejadas por el grabado ácido en la superficie del esmalte y dentina formando lo que se conoce como capa híbrida ⁽²⁾.

Por otro lado cualquiera de las formas anteriores se puede lograr por:

- **Efectos geométricos:**

Se encuentran en directa relación con las irregularidades que presentan las superficies a contactar: porosidades, rugosidades y retenciones, de tipo macro y/o microscópicas, para producir la trabazón necesaria para mantener unidas las superficies ⁽¹⁾.

Ej: La penetración de un adhesivo en las irregularidades microscópicas, cuando se graba el esmalte con ácido.

Otra forma de adhesión mecánica por efecto geométrico es el diseño de una preparación cavitaria, a través del cual se retiene una restauración ^(2,21).

- **Efectos reológicos:**

Se refiere a aquellos efectos producidos por cambios dimensionales que generarán tensiones que ayudarán a la adhesión ya sean contracciones o expansiones de los materiales al pasar de un estado de la materia a otro. Estas tensiones se traducirán en trabazones y por lo tanto en adhesión como ocurre cuando una sustancia al estado plástico abraza a otra superficie y al endurecer se contrae atrapando su estructura.

Adhesión química

Se refiere a las reacciones que se pueden producir al entrar en contacto dos superficies generándose así uniones de tipo química que determinarían una continuidad en todo el conjunto. Las partes se mantienen unidas por la presencia de enlaces químicos que pueden ser primarios y secundarios. Los enlaces químicos primarios pueden ser iónicos o covalentes ⁽¹⁾.

Las uniones químicas secundarias, son de tipo intermoleculares que corresponden a interacciones electrostáticas de Van der Waals, fuerzas polares, puentes de hidrógeno, quelación y fuerzas de dispersión de London (1,22).

Hasta estos tiempos, durante la labor Odontológica se ha utilizado principalmente la adhesión mecánica. En la mayoría de las preparaciones que se realizan en piezas dentarias para ser obturadas, la unión que se logra es a través de una buena adaptación del material restaurador a las cavidades o gracias a la interposición de alguna sustancia cementante o adhesivo. Cuando se logre una real adhesión química de los materiales restauradores o adhesivos al diente, podremos hablar de una verdadera odontología adhesiva, creándose una unión que permita conformar un solo cuerpo, sin defectos en la interfase y por consiguiente no permitirá la percolación o la infiltración marginal, no existirá la posibilidad de irritación pulpar por causa de fluidos o microorganismos que ingresen por los espacios

creados entre la restauración y el diente, así como también no existirá la posibilidad de formación de caries recidivante ^(1,15).

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

1. Debe lograrse una adaptación íntima de las partes a unir, es decir, el adhesivo debe primero “humectar “o impregnar bien la superficie de los sustratos. La forma de evaluar este requisito, es determinando el ángulo que forma una gota del adhesivo líquido sobre la superficie del sólido, este es el llamado **ángulo de contacto**, el cual se forma entre la tangente a la periferia de la gota que forma el líquido adhesivo, y la superficie del sólido. Entre menor sea el ángulo de contacto, mejor será la humectación, y por consiguiente la capacidad de adhesión.

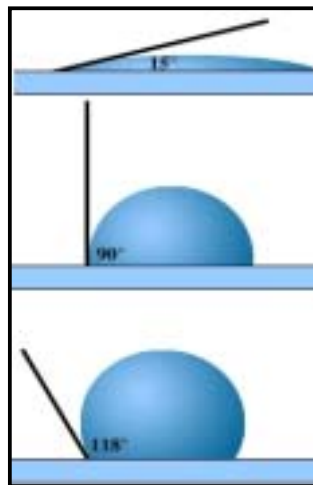


Fig. 3: Esquema de
Ángulo de contacto ⁽²⁾

2. Para lograr lo anterior, el adhesivo debe ser fluido, es decir, debe tener baja viscosidad y además poseer una baja tensión superficial para que fluya libremente sobre la superficie.

3. Junto a esto, las superficies a adherir deben estar limpias, secas y no contaminadas, esto es necesario para que se manifieste toda la energía superficial, la cual idealmente debe ser alta, de manera que sea capaz de atraer hacia ella el líquido adhesivo.

4. Idealmente debiera existir compatibilidad química entre el adhesivo y el adherente de tal modo que los átomos o moléculas de las dos sustancias lleguen a generar enlaces químicos estables entre ellas.

5. El adhesivo debe poseer mínimos cambios dimensionales de contracción al polimerizar y además su variación dimensional térmica debiera ser similar al de las estructuras a unir ^(1,7, 23).

El desarrollo de las resinas compuestas presenta importantes beneficios, como la posibilidad de confeccionar preparaciones conservadoras y restauraciones altamente estéticas. Sin embargo, las resinas compuestas presentan algunas desventajas como son la contracción de polimerización, el coeficiente de expansión térmica diferente al de la pieza dentaria, y una

técnica restauradora altamente sensible. Estos factores combinados con el posible fallo en la adhesión, son los responsables directos de la microfiltración y por lo tanto del fracaso de la restauración. De ahí la importancia de manejar el mecanismo de adhesión de las resinas compuestas a la estructura dentaria ⁽²⁴⁾.

Desde el punto de vista estructural, cuando hablamos de odontología adhesiva se hace referencia principalmente a esmalte y dentina, por ser los sustratos adherentes, por esto a continuación se analizarán los mecanismos de adhesión a las estructuras dentarias ⁽²²⁾.

Adhesión a esmalte

El esmalte dentario corresponde al tejido más mineralizado del organismo, el cual está compuesto por un 96% de cristales inorgánicos de hidroxiapatita que constituyen la ultraestructura del tejido, conteniendo además un 3% de agua y un 1% de matriz orgánica en peso. Es un tejido microcristalino, microporoso y anisótropo, acelular, avascular, aneural y de extrema dureza, que reacciona ante un estímulo nocivo o injuria química, física o biológica con pérdida de sustancia estructural, cuya magnitud está relacionada directamente con la intensidad del agente causal ^(8,25).

Estas propiedades determinan que el esmalte no posea poder regenerativo, siendo afectado por la desmineralización ácida (caries, erosiones, acondicionamiento ácido), por el stress oclusal (abfracciones), por la acción de pastas y sustancias abrasivas (abrasiones), y por traumatismos (fracturas), pudiendo producirse en él fenómenos de remineralización, pero nunca de reconstitución ⁽⁸⁾.

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 fuertes uniones iónicas y covalentes ⁽¹⁾. Dichos cristales son de naturaleza iónica, ya que la mencionada hidroxiapatita está compuesta 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 cuando se trata de generar procesos adhesivos en su superficie (6).

Sin embargo, esa elevada energía superficial se manifiesta sólo si el esmalte está perfectamente limpio, y en boca el esmalte está normalmente contaminado con iones incorporados del medio bucal (carbonatos, fluoruros, etc.) y además está recubierto por una película de material orgánico, correspondiente a proteínas y polisacáridos de la saliva que rápidamente se depositan sobre el esmalte expuesto. Además, el otro problema es la humedad producida durante la respiración y por la misma saliva.

Todo esto enmascara o interfiere con la manifestación de la energía superficial del esmalte, por lo tanto para adherirnos a él se requiere eliminar previamente todas estas sustancias y luego es indispensable que el tejido dentario no entre en contacto con la humedad bucal y se mantenga libre de todo material ajeno, para lo cual, cuando es acondicionado para recibir una resina compuesta, se deben interponer barreras mecánicas que impidan su contaminación antes de contactar a los sistemas adhesivos involucrados en el proceso. Por lo tanto, el Odontólogo debe realizar un tratamiento del esmalte que consiste en limpiarlo, secarlo y crear microporosidades en su superficie para que se produzca una trabazón micromecánica, lo que además modifica esta superficie para que eventualmente pueda formar uniones de tipo químicas con el adhesivo (2,23).

Con el fin de lograr la creación de las microporosidades, descontaminar y modificar de manera positiva la energía superficial del esmalte, M. Buonocuore en 1955, propuso un procedimiento que llamó “**Técnica de grabado ácido del esmalte**”, donde utilizó soluciones de ácido fosfórico al 85 % sobre la superficie del esmalte ^(1,8). Esta técnica, además de dar una buena unión microscópica, permite disminuir la cantidad de tejido sano a remover en comparación con la confección de cavidades macroscópicamente retentivas.

La adhesión al esmalte no fue utilizada en forma cotidiana, sino hasta 20 años después de la primera publicación de Buonocuore en esta área. Sin embargo, hoy en día la técnica es bastante común, logrando revolucionar la práctica de la odontología restauradora, así como también la de otras disciplinas tales como la Ortodoncia, la Odontología estética, y la Odontología preventiva y pediátrica ^(8,15).

El ácido que se utiliza actualmente corresponde al ácido ortofosfórico ($H_3 PO_4$) el cual es muy compatible con el esmalte $[Ca_{10} (PO_4)_6 (OH)_2]$ a diferencia de otros ácidos que son muy reactivos (Ej. ácido sulfúrico o clorhídrico) o poco reactivos (Ej. ácido cítrico, láctico).

La concentración al 37% es la más adecuada, ya que se ha visto que concentraciones mayores logran una menor formación de microporos, así como una menor profundidad de grabado, mientras que concentraciones

menores del ácido, aumentan la velocidad de formación de éstos (efecto inverso) ^(1,26).

Con respecto al tiempo de aplicación el ácido, no debe ser muy largo, ya que la reacción es autolimitante y se produce una precipitación del fosfato de calcio sobre el esmalte, obliterando los poros, con lo que disminuye la capacidad de unión. Además, retirar esta capa de sales precipitadas es muy difícil, creándose más problemas para la adhesión del material restaurador ^(1,2).

El lavado del ácido que actuó debe ser por un tiempo adecuado, por lo menos igual o bien superior al de su aplicación, y con una fuerza alta para poder penetrar en los poros para remover el ácido y las sales de calcio disueltas en el líquido, ya que más que por remoción directa, se eliminan por una dilución del ácido presente en el fondo de las grietas en que está atrapado ^(1,2).

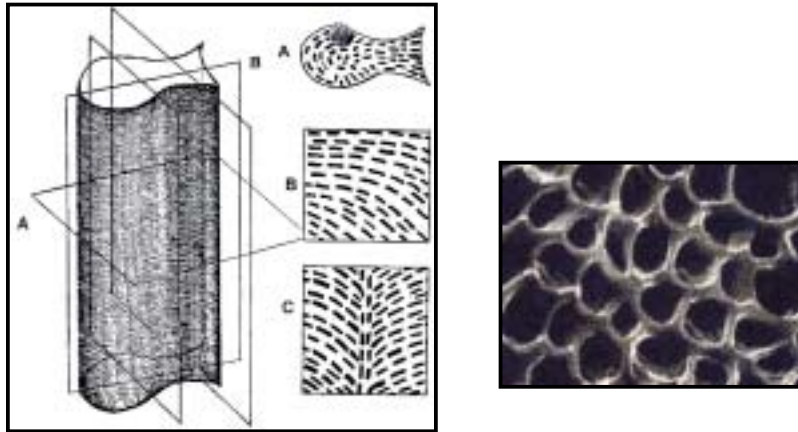
Con el grabado ácido se logra sobre el esmalte una superficie limpia, sin contaminantes, con presencia de poros o grietas de una profundidad aproximada de 10 a 70 micrones, de un aspecto opaco (no tizoso), con lo cual permite:

- Aumentar microscópicamente la superficie total de esmalte capaz de adherirse, ya que las grietas y surcos aumentan la cantidad de esmalte expuesto.

- Liberar toda la potencialidad de la energía superficial del esmalte, al quedar limpio de todo contaminante sólido, líquido o gaseoso.
- Formación de microcavidades retentivas en la superficie del esmalte (1).

Sobre esta superficie del esmalte grabado se aplica una resina fluida de similar composición a la del material restaurador, pero que no presenta rellenos o solo una pequeña cantidad de éstos, con lo cual tiene la fluidez necesaria para poder penetrar por capilaridad dentro de las grietas, y una vez llenas éstas, polimerizar dando una trabazón mecánica muy resistente, obtenida por un efecto geométrico (forma microretentiva) y reológico, es decir por las contracciones que se producen al polimerizar la resina, las que comprimen el material contra las retenciones. Sobre esta capa de resina adhesiva se aplica posteriormente la resina compuesta propiamente tal, la cual se une a ella por enlaces químicos primarios (resina sobre resina) ^(1,15).

Este grabado ácido del esmalte está fundamentado principalmente por la diferencia de solubilidad que presentan las distintas partes de los cristales de hidroxiapatita que conforman los prismas del esmalte, los cuales tienen una apariencia de varillas de sección mas o menos hexagonal, que se extienden desde el límite amelodentinario hasta la superficie externa. Estas varillas están unidas lateralmente e íntimamente entre sí.



Prismas Fig. 4: Esquema de Prismas del esmalte ⁽²⁵⁾

Sin embargo, la solubilidad del cristal es diferente, dependiendo si se trata de la superficie, del centro o de la periferia del mismo, esto determina que al aplicar un ácido sobre el esmalte, la disolución también sea diferente, con lo que se pueden lograr distintos patrones de grabado ⁽¹⁾:

- I) **Tipo I:** En el cual se disuelve más el centro de cada prisma, quedando el aspecto de empalizadas unidas con depresiones o poros entre ellas ^(1,26).

- II) **Tipo II:** En el cual se disuelve más la periferia que el centro del cristal, con lo que quedan pequeñas “islas” de esmalte rodeadas de surcos y grietas entre ellas, donde el núcleo del prisma permanece intacto ^(1,26).

- III) **Tipo III:** Que está dado por una mezcla de los dos patrones anteriores, es decir, no presenta evidencias de ninguna estructura prismática ^(1,26).

Los patrones de desmineralización tipo I y II, generan en el tejido adamantino microporos y microsurcos capilares que miden entre 10 a 25 micrones de profundidad.

Ambos patrones pueden estar presentes en un mismo diente y en una misma zona, ya sea separadamente o en conjunción, siendo este fenómeno clínicamente arbitrario y no depende de la forma en que el operador aplique el agente acondicionador, sino debido a las características de mineralización o esclerosis de la estructura adamantina y al área estructural y subestructural de las varillas adamantinas involucradas en el acondicionamiento ⁽⁸⁾.

Dentro de las ventajas del grabado ácido del esmalte, se pueden mencionar que disminuye la microfiltración alrededor de la restauración, aumenta la fuerza de adhesión y refuerza la estructura dentaria remanente, que ha sido debilitada por la eliminación de caries y la conformación de la cavidad para recibir una restauración de resina compuesta ⁽²⁶⁾.

Adhesión a Dentina

Los mecanismos de adhesión a esmalte son predecibles posibilitando lograr éxito clínico, mientras que los métodos y sistemas de adhesión a dentina todavía son discutidos y algunos en vías de investigación ⁽⁸⁾.

La dentina es un tejido conectivo parcialmente mineralizado, contiene un promedio de un 70% de sustancia inorgánica, un 12% de agua y un 18% de sustancia orgánica compuesta casi totalmente por colágeno (un 93%), con cantidades mínimas de polisacáridos, lípidos y proteínas⁽²⁾. Esta composición varía según la edad y según el área de tejido dentinario que se analiza ⁽²⁾.

Está constituida histológicamente por túbulos dentinarios que atraviesan toda la dentina y tienen una dirección en forma de S, extendiéndose desde la pulpa dental hasta la unión amelodentinaria, además contienen los procesos odontoblásticos que son extensiones citoplasmáticas de los odontoblastos localizados en la zona externa de la pulpa ^(2,6).

El tejido dentinario producido por la secreción de los odontoblastos y sus procesos, es el encargado de proveer la función de protección a la pulpa dentaria y de soporte elástico y resiliente al esmalte y al cemento ⁽⁸⁾.

La dentina, contrariamente al esmalte, es un tejido conectivo mineralizado de origen mesodérmico, que contiene a los procesos celulares de los

odontoblastos, con elevado contenido de materia orgánica y agua, encargada de transmitir los estímulos térmicos, químicos y táctiles, transfiriéndolos por distintos mecanismos a los receptores del plexo nervioso subodontoblástico, otorgándole a la pulpa dentaria una información rápida y efectiva ⁽⁸⁾.

La dentina está compuesta por una matriz o red entrecruzada de fibras colágenas, glicosaminoglicanos, proteoglicanos, 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 ⁽⁸⁾.

Desde el punto de vista histológico, la dentina se estructura en una dentina peritubular y una intertubular, que varían según la profundidad y pueden ser modificadas por la edad y las injurias externas.

La dentina intertubular está formada en gran parte por fibras colágenas que constituyen las fibras principales del tejido conectivo, son flexibles, elásticas y proporcionan resistencia. Además presentan colágeno dentinario tipo I y tipo III junto con glicosaminoglicanos y proteoglicanos. Estos constituyentes participan activamente en los mecanismos de adhesión ⁽⁸⁾.

La dentina peritubular constituye un anillo hipermineralizado que rodea a los túbulos dentinarios, caracterizándose por su riqueza en cristales de hidroxiapatita y por su carencia de fibras colágenas, a diferencia de la

dentina intertubular. Sufre modificaciones estructurales y de composición con la edad, ya que con el tiempo, la dentina peritubular aumenta de espesor disminuyendo el diámetro interno de los túbulos por el depósito de minerales (8).

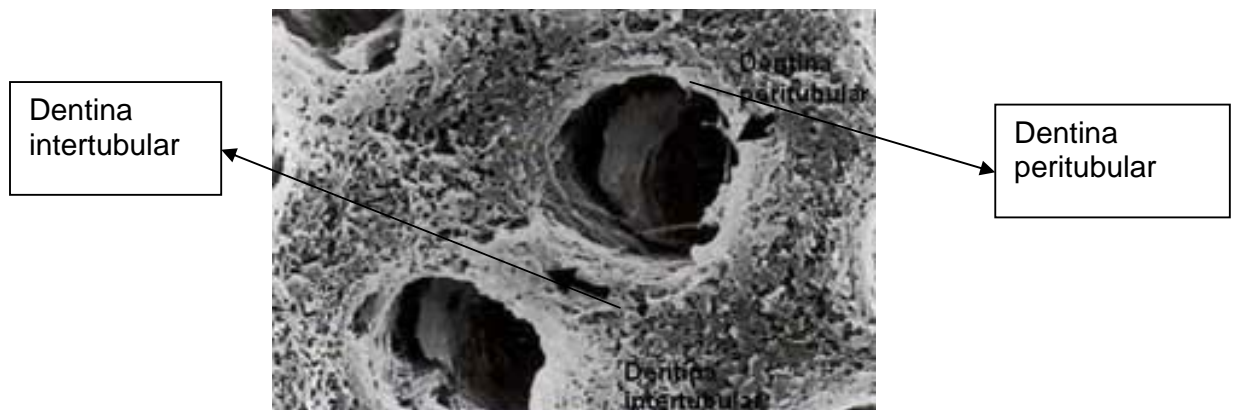


Fig. 5: Fotografía al Microscopio Electrónico de Barrido

Dentina Intertubular y Peritubular, indicada por flechas ⁽³⁴⁾

Anatómicamente, este substrato se divide en dentina superficial, que como su nombre lo indica es aquella que se ubica más cercana al límite amelodentinario, se caracteriza por presentar menor proporción de túbulos, en una cantidad aproximadamente de 18.000 túbulos/ mm² con un diámetro de 0,9 um aproximadamente, lo que hace de esta dentina el sustrato más eficiente, ya que la dentina intertubular presenta la máxima capacidad de fibras colágenas e hidroxiapatita, con mínima cantidad de agua ^(6,8). Luego se encuentra la dentina media que se caracteriza por presentar una cantidad

variable de túbulos en una cantidad de 25.000 túbulos/mm² con un diámetro de 1,5 a 1,8 um aproximadamente, constituyendo un sustrato efectivo para la adhesión, y finalmente se encuentra la dentina profunda, que posee un mayor contenido acuoso y mayor número de túbulos alcanzando una cantidad de 66.000 a 90.000 túbulos/mm² con un diámetro de 3,2 a 4,6 um aproximadamente y un menor porcentaje de colágeno que las anteriores, por lo cual se considera el sustrato adhesivo más deficiente, ya que el diámetro y la cantidad de túbulos presentes disminuyen la superficie de dentina intertubular, aumentando la cantidad relativa de agua, con disminución del colágeno y de hidroxiapatita ⁽⁸⁾.

El grabado ácido sobre la dentina no puede dar los mismos resultados o patrones de descalcificación que en el esmalte, debido principalmente a sus diferencias estructurales. A esto se suma la presencia de los túbulos dentinarios y las prolongaciones odontoblásticas en la dentina que facilitan la penetración del ácido y de los adhesivos, con la posibilidad que se produzca algún grado de agresión biológica si no se realiza en forma controlada ⁽¹⁾.

En definitiva, la dentina constituye un tipo de sustrato diferente y con condiciones especiales para lograr la unión, por su alta heterogeneidad, su contenido orgánico y además porque conforma una compleja estructura hidratada que además es modificada ya sea por los procesos fisiológicos de envejecimiento o por enfermedad, que crean diversos patrones en ella. ^(1,27)

Al realizar la excavación mecánica de la dentina durante la preparación cavitaria con instrumentos de corte, inevitablemente se genera la formación de una capa de residuos que cubre la superficie de la dentina intertubular y obstruye la entrada de los túbulos llamada barro dentinario ⁽²⁶⁾.

El barro dentinario se define como una película compuesta de materiales orgánicos e inorgánicos que se forma en la superficie dentinaria a partir de los procedimientos de corte con instrumentos manuales y/o rotatorios ⁽²⁸⁾. Su espesor oscila de 0,5 a 5,5 μm dependiendo del tipo de sustrato específico y del instrumento de corte utilizado ⁽⁸⁾. Éste actúa como una barrera de difusión que cubre la superficie dentinaria y disminuye la permeabilidad de la dentina, por lo que muchos lo consideran como un impedimento para generar adhesión y preconizan su remoción para unir el adhesivo y la resina compuesta al sustrato dentinario ^(26, 29,33).

Algunos estudios han demostrado que las fuerzas de unión son menores en presencia de barro dentinario, en comparación a una superficie dentinaria libre de él. Los sistemas adhesivos que no eliminaban el barro dentinario, sino que trataban de unirse químicamente a la porción mineral, orgánica o acuosa de la dentina y que estaban basados en uniones estéricas, grupos amonios, fosfonatos, isocianatos y glutaraldehídos, resultaron uniones débiles porque eran hidrolizadas por el fluido dentinario, generando importantes fracturas adhesivas o cohesivas en la unión dentina-resina. ^(8,30)

Posteriormente, Fusayama en el año 1979, con la aplicación de la técnica de grabado ácido total, concluye que el grabado ácido aumenta considerablemente la adhesión de la resina compuesta no tan solo al esmalte sino también a la dentina ^(26, 31).

Los agentes adhesivos que utilizan el acondicionamiento ácido total, requieren desmineralizar previamente la dentina peritubular e intertubular, exponiendo la red espacial de fibras colágenas para lograr su imprimación con una resina hidrófila-hidrófuga o adhesivo y formar un híbrido reforzado de dentina - resina denominado por Nakabayashi y col (1982) como *“capa de hibridización o retículo interpenetrante micromecánico de metacrilato polimerizado y colágeno dentinario.”* ⁽⁸⁾.

La capa de hibridización que se genera por uniones micromecánicas con el colágeno dentinario y la penetración en los túbulos de tags de resina, es resistente a los ácidos e insoluble. Sin embargo presenta nanofiltraciones y microfiltraciones ⁽⁸⁾.

Tres corrientes de opinión han sido desarrolladas para lograr adhesión a la dentina a través de agentes imprimantes y adhesivos, algunas con más éxito clínico que otras ⁽⁸⁾:

- a) Acondicionamiento total o simultáneo de esmalte y dentina con ácido fosfórico en alta concentración y aplicación de monómeros hidrófilos-hidrófugos para obtener adhesión por hibridización. (Nakabayashi y col, 1982)
- b) Acondicionamiento total o simultáneo de esmalte y dentina con ácido fosfórico en alta concentración, desproteinización con hipoclorito de sodio en distintas concentraciones y aplicación de monómeros hidrófilos e hidrófugos para alcanzar adhesión por contacto o por hibridización reversa. (Prati y col 1999)
- c) La dentina puede también ser acondicionada, activada y desmineralizada con adhesivos autoacondicionadores, que contienen ácidos débiles en baja concentración y monómeros acídicos que posibilitarían la adhesión a dentina mediante una unión micromecánica por imprimación del colágeno dentinario o imprimación ya sea resinosa o por reacción ácido-base de tipo Ionómero vítreo, con formación de sales insolubles con los cristales de hidroxapatita presentes en la dentina, formando una capa de reacción-integración. (Uribe Echevarria 1997 y col; 2001) ⁽⁸⁾.

La teoría de grabado ácido de esmalte y dentina presentada inicialmente por Fusayama en sus principios no fue muy bien aceptada, porque estudios de la época indicaban que el grabado con ácido fosfórico en dentina era causa

de irritación pulpar. Sin embargo, actualmente estudios han afirmado que existen varios factores que pueden producir esto, y que una de las principales causas de inflamación pulpar se debe a un inadecuado sellado marginal de las restauraciones ⁽²⁶⁾.

Esta técnica remueve el barro dentinario, descalcifica la dentina intertubular y peritubular, aumenta la permeabilidad dentinaria y ensancha los túbulos ^(2,32).

La profundidad de descalcificación se ve afectada por varios factores, incluyendo el pH, concentración, viscosidad y tiempo de aplicación del ácido ^(6,34). Estudios demostraron que la remoción del 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 la polimerización de la resina y esto provocaría sensibilidad postoperatoria ⁽³²⁾.

Esta problemática lleva a confrontar dos alternativas para aumentar la fuerza de adhesión y evitar las fallas; una de ellas es remover por completo el barro dentinario, la otra es utilizar adhesivos que penetren el barro dentinario.

En la actualidad existen numerosos productos propuestos como adhesivos dentinarios, los cuales pueden remover, modificar o impregnar el barro dentinario ⁽³³⁾.

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 adhieran 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 aplicación y mecanismo de adhesión
- Según su aparición en el mercado

Clasificación según el tipo de solvente

1) Adhesivos con solvente acuoso:

Son aquellos cuyo vehículo o solvente es el agua o soluciones antibacteriales como la clorhexidina.

Se utilizan para realizar la técnica de adhesión seca, por lo cual no requieren que la dentina se encuentre húmeda. El mecanismo de

adhesión de estos sistemas se basa en la rehidratación y reexpansión de la red colágena y posterior infiltración monomérica del substrato dentinario ^(38,39). Por estos motivos, al seleccionar 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 ^(6,40). Un ejemplo de este tipo de adhesivos es el Syntac Single Component (Vivadent) ⁽⁴⁰⁾.

2) Adhesivos con solvente alcohólico o acetónico:

Son aquellos sistemas adhesivos que se usan de preferencia en dentina humedecida, éstos poseen como vehículo la acetona o el etanol, con la finalidad de generar el fenómeno de adhesión a través del reemplazo hídrico, es decir, eliminan el agua que aún permanece en la superficie dentinaria, modifican el sustrato dental hidrofílico y promueven la infiltración y difusión de monómeros a través de los nanoespacios de la densa trama colágena ⁽⁴⁰⁾.

Para el uso de los adhesivos con solvente acetónico es imprescindible que la dentina se encuentre húmeda al igual que en los de solvente alcohólico. Algunos ejemplos de estos adhesivos son: Prime & Bond Nt (Dentsply), All Bond II y One Step (Bisco), Ternure Quik (Den-Mat), Single Bond (3M/ESPE) y Excite (Vivadent) ^(23,40).

Clasificación según Técnica de aplicación y mecanismo de adhesión

1) Adhesivos dentinarios de un paso que modifican el barro dentinario.

La capa profunda del smear layer se puede disolver parcialmente e integrar con adhesivos autoacondicionadores, que promueven la adhesión a través de la imprimación de colágeno dentinario por un monómero hidrófilo-hidrófugo o imprimación resinosa, con disolución y desmineralización del smear layer por reacción ácido base y formación de sales o reacción ionomérica, sin pérdida de minerales en el tejido ⁽⁸⁾.

Algunos ejemplos son: PERTAC Universal Bond (ESPE), Tokuso Light Bond (Tokuyama).

2) Adhesivos dentinarios autograbantes de un paso.

En este tipo de adhesivos todos los componentes se aplican de una sola vez ⁽⁸⁾.

Algunos ejemplos de estos son: Syntac 3 (Vivadent), Prompt-L-Pop (ESPE), Futurabond (Voco), Xeno III (Dentsply) y Xeno IV (Dentsply).

3) Adhesivos dentinarios autograbantes de dos pasos.

Estos adhesivos son aplicados en 2 etapas: en la primera etapa el agente imprimante y el ácido y en la segunda etapa el adhesivo ⁽⁸⁾.

Algunos ejemplos son: Clearfil Liner (Kuraray), NRC & Prime Bond NT (Dentsply), Adhese (Vivadent).

4) Adhesivos dentinarios de un envase con técnica de grabado total; equivalen a los 5^{ta} generación.

Este tipo de adhesivos se aplica en 2 etapas: el grabado con ácido fosfórico independiente del agente imprimante y el adhesivo, que pueden o no estar juntos en un frasco único. El ácido presenta concentraciones entre el 30 al 37%, que se aplica al esmalte por 20 segundos y a la dentina por 10 segundos. El ácido y el sistema adhesivo (agente imprimante y adhesivo) se aplican en etapas diferentes ⁽⁸⁾

Algunos ejemplos: Admira Bond (Voco), Single Bond (3M/ESPE)

5) Adhesivos dentinarios de tres pasos con técnica de grabado ácido total; equivalen a los de 4ª generación.

Estos se aplican en 3 etapas, es decir ácido, agente imprimante y adhesivo aplicados separadamente ⁽⁸⁾.

Algunos ejemplos: All Bond -2 (Bisco), Scotchbond Multi-purpose (3M/ESPE) ⁽⁴⁰⁾.

Clasificación Clásica o según orden de aparición

1ª Generación:

Aparecieron al final de los años 70, su fuerza de adhesión al esmalte era alta pero la adhesión a dentina era significativamente baja, no mayor a los 2 MPa.

La unión se buscaba por la quelación del agente adhesivo con el calcio componente de la dentina, aunque si bien había penetración tubular, ésta contribuía poco a la retención de la restauración. Era común observar el despegamiento del material en la interfase dentinaria en pocos meses ⁽²⁾.

Estos adhesivos se indicaban primariamente para cavidades pequeñas, con retención, de Clases III y V. La sensibilidad postoperatoria era común cuando estos agentes eran usados para restauraciones oclusales posteriores ⁽²⁾.

2ª Generación:

Su uso clínico comenzó a principios de los años ochenta con el fin de solucionar la falta de fuerza de adhesión del grupo anterior, pero no lograron sobrepasar cifras de 7 MPa. Se caracterizaban porque modificaban la capa de barro dentinario y las resinas que utilizaban era hidrofóbicas e hidrófilas.

La mayoría de estos materiales eran ésteres halofosforados de resina sin relleno como Bis-GMA (Bisfenol A-glicidil metacrilato) y HEMA (hidroxietil metacrilato).

Su mecanismo adhesivo se basaba en fenómenos de humectabilidad superficial mejorada, así como de una interacción iónica entre grupos fosfato y calcio del barro dentinario. Su rendimiento clínico era pobre debido a que se unían más bien al barro dentinario que a la dentina misma, y además porque la unión era demasiado débil como para contrarrestar la contracción de polimerización de las resinas compuestas, lo que traía como consecuencia la separación de la resina compuesta de la dentina y la consecuente formación de brechas que favorecían la microfiltración marginal, principalmente en dentina y cemento. Fue así como estos productos no perduraron en el mercado a excepción de Scotchbond Dual-Cure (3M/ESPE) y Bondlite (Kerr) ⁽²³⁾.

3ª Generación:

Al final de la década de 1980, aparecieron los sistemas de doble componente: iniciador (agente imprimante) y adhesivo; éstos fueron clasificados como los de 3era Generación.

El incremento significativo de la fuerza de adhesión a la dentina, 8 - 15 MPa, disminuyó la necesidad de retención de las preparaciones cavitarias.

Las lesiones por erosión, abrasión o abfracción pudieron ser tratadas con preparaciones mínimas, dando comienzo a la odontología conservadora. Se produjo una notable disminución de la sensibilidad postoperatoria a nivel de las restauraciones oclusales posteriores, lo cual constituyó un importante avance. La 3era generación fue además la primera en lograr adherencia no solamente a la estructura dental, sino además, a metales y cerámica.

El aspecto negativo de estos agentes de unión fue su corta duración. En varios estudios se constató que la adhesión de éstos materiales empezaba a decrecer después de tres años en boca^(2,35, 36).

4ª Generación:

Aparecieron a comienzos de los años 90 y transformaron la odontología. Su 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 posteriores.

Esta generación se caracteriza por el proceso de hibridización en la interfase dentina - resina compuesta, que consiste en el reemplazo de la hidroxiapatita y el agua de la superficie dentinaria por el sistema adhesivo. Este último, en combinación con las fibras de colágeno remanente, constituye la capa híbrida, mejorando extraordinariamente la fuerza de unión a la dentina^(2,37).

Los estudios de microfiltración indican que estos materiales proporcionan un mejor sellado marginal que sus predecesores. Algunos ejemplos son: All Bond II (Bisco), Ebs Multi (ESPE), Optibond FL (Kerr) y Scotchbond Multi-Purpose Plus (3M/ESPE) ^(2, 23).

Los materiales de este grupo se caracterizan por sus componentes; hay dos o más elementos que se deben mezclar, preferiblemente en proporciones muy precisas.

Esto, que es fácil de lograr en el laboratorio, no lo es tanto en la práctica clínica. El número de pasos en el mezclado y la necesidad de medición exacta de los componentes tienden a hacer el procedimiento confuso y a reducir la fuerza de unión a la dentina ⁽²³⁾.

5ª Generación:

Estos se desarrollaron debido a la complejidad en la técnica de aplicación de los adhesivos anteriores. Se crearon con la finalidad de simplificar los pasos clínicos de los materiales de 4ª Generación, ya que eran percibidos como muy complicados y demorosos.

El método más común de simplificación es el que combina el agente imprimante y el adhesivo en un solo frasco siendo llamados adhesivos en una sola botella o monobotella.

Algunos ejemplos son Prime & Bond NT (Dentsply Caulk), One Step (Bisco), OptiBond Solo (Kerr), Single Bond (3M/ESPE), Tenure Quik with Fluoride (Den-Mat), Syntac Single Component (Vivadent), One Coat Bond SL (Coltene/Whaledent).^(2, 26, 23)

Al no existir mezclado debido a que se encuentran en una sola botella, existen menores posibilidades de error.

La fuerza de retención a la dentina está en el rango de 20 a 25 MPa y más, siendo la adecuada para todos los procedimientos dentales⁽²⁾.

6^{ta} Generación:

Como forma de eliminar el paso del grabado con ácido fosfórico de las estructuras dentarias, o de incluirlo químicamente dentro de alguno de los otros pasos, se desarrollaron los adhesivos de sexta generación, los cuales no requieren de grabado ácido previo al menos en la superficie de la dentina. Aunque esta generación no está aceptada universalmente, existe un gran número de adhesivos dentales de este tipo que fueron presentados desde el año 2000 en adelante, y que están diseñados específicamente para eliminar el paso de grabado ácido previo. Estos productos tienen un elemento acondicionador de la dentina dentro de sus componentes, con lo que el tratamiento ácido de la dentina se autolimita y los productos del proceso se incorporan permanentemente a la interfase restauración - diente⁽²⁾.

Algunos investigadores han planteado dudas sobre la calidad de la unión con el paso del tiempo en boca. Hay estudios que han observado que la adhesión a la dentina (18 a 23 MPa) se sostiene con el transcurso del tiempo, mientras que la adhesión a esmalte no grabado ni preparado es la que está en entredicho. Además, los múltiples componentes y pasos en las técnicas de la sexta generación pueden causar confusión y conducir a errores.

7^{ma.} Generación:

Un sistema simplificado de adhesión recientemente introducido en el mercado, fueron los adhesivos de séptima generación. Así como los materiales de unión de la sexta generación eran de varios pasos clínicos en su aplicación, la séptima generación simplifica la multitud de materiales de la sexta generación, reduciéndolos a un sistema de un solo frasco. Tanto los adhesivos de la sexta como los de la séptima 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.

Agentes de unión

Aunque los agentes de unión disponibles en la actualidad unen de manera efectiva las resinas compuestas a la dentina, éstos pueden ser mejorados. Cuando se manipulan bajo condiciones cuidadosamente controladas, la longevidad clínica de la resina compuesta adherida es tan buena como la de cualquier otro material usado en odontología restauradora. Sin embargo algunos de estos sistemas han demostrado ser más sensibles a las fluctuaciones de la técnica que lo que se suponía en el comienzo. En un estudio realizado con adhesivos de cuarta generación (que posiblemente también se puede aplicar a los de quinta generación), Hashimoto ha demostrado que a lo largo del tiempo pueden presentar un desprendimiento gradual de la superficie dentinaria ^(2,41).

La fuerza de adhesión a nivel de restauraciones posteriores de resina compuesta adheridas con materiales de cuarta generación disminuyó casi en 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 hibridización han sufrido algún grado de degradación. A pesar de que este estudio fue realizado en dientes temporales posteriores, la misma conclusión puede ser aplicada a dientes permanentes restaurados en razón de que el mecanismo de unión al

colágeno y la formación de la zona híbrida son similares para ambos tipos de dentición ^(2,6, 42).

No han sido establecidas las causas específicas de los hallazgos mencionados, sin embargo, las causas más probables pueden ser atribuidas a los procedimientos de manipulación asociados con el proceso de adhesión.

De manera específica, es probable que una vez que se ha completado el proceso de desmineralización, el agente imprimante no alcance a penetrar completamente en algunos de los espacios que quedaron vacíos entre las fibras de colágeno, con lo cual estas fibras expuestas pueden llegar a la degradación biológica.

Este problema puede estar asociado con la forma en que los agentes imprimantes de la cuarta y quinta generación son utilizados. En ambos casos se utiliza primero el agente grabador con el fin de desmineralizar la dentina. Cuando esto se completa, el odontólogo aplica el agente imprimante o de unión a la dentina para revertir el proceso que ha sido realizado por el ácido grabador. A menos que el clínico sea muy cuidadoso con el número de aplicaciones de agente imprimante, y también con el tiempo óptimo para permitir la difusión completa del adhesivo dentro de la dentina desnaturalizada, no se logrará una penetración adecuada ^(2, 6, 42).

También existen otros factores que pueden afectar el nivel de penetración del adhesivo, como por ejemplo resecar la preparación, que no deja agua residual en la superficie (para una adhesión en húmedo), lo que puede frenar la penetración del adhesivo en la dentina. Sin embargo, 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 imprimante ^(2, 6, 42).

La introducción reciente de los llamados adhesivos autograbantes ha sido recibida con gran entusiasmo, y existen varias razones para ello. Una de las más importantes parece ser la facilidad de uso de estos productos. Muchos clínicos han visto a los adhesivos autograbantes 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 poca o nula sensibilidad post-operatoria que se les atribuye. 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 pronóstico más certero ^(2, 43).

La destacable ventaja que presentan los adhesivos autograbantes es que graban y depositan el agente imprimante al mismo tiempo.

Gracias a 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 aún, la sensibilidad a las variaciones en la aplicación de la técnica disminuye al reducir el número de pasos que se requieren para adherir las resinas compuestas a la superficie de la dentina (42, 43).

Esta nueva generación de adhesivos convertirían las técnicas de adhesión dental en procedimientos más fáciles, mejores y de pronóstico más certero (43), sin embargo dadas las dudas generadas respecto de su real efecto en la adhesión a estructuras dentarias o sobre los fracasos obtenidos, estos materiales autograbantes han ido evolucionando en la búsqueda de optimizar sus resultados clínicos, apareciendo constantemente nuevos sistemas adhesivos autograbantes que modifican a sus predecesores en la búsqueda del objetivo propuesto.

Es así como recientemente la firma 3M ha desarrollado un nuevo sistema adhesivo autograbante de sexta generación, es decir de 2 pasos, el cual señala haber optimizado su performance en cuanto al resultado de su sellado marginal y resistencia adhesiva.

En virtud de lo anteriormente expuesto, este trabajo busca analizar comparativamente el grado de resistencia adhesiva obtenido con restauraciones de resina compuesta realizadas con dos sistemas adhesivos que se utilizan en la actualidad, uno basado en el sistema de adhesión convencional, de grabado y lavado (Adper Single Bond 2) y el otro corresponde a un adhesivo autograbante de sexta generación aparecido recientemente en el mercado nacional (Adper Scotchbond SE).

Hipótesis

- Existen diferencias significativas en el grado de resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta realizadas con un sistema de adhesivo convencional en comparación a un sistema adhesivo autograbante de sexta generación.

Objetivo General

- Determinar si existen diferencias significativas en el grado de resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta realizadas con un sistema de adhesivo convencional en comparación a un sistema adhesivo autograbante de sexta generación.

Objetivos Específicos

- Determinar el grado de resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta realizadas con la técnica de grabado y lavado.
- Determinar el grado de resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta realizadas con la técnica de adhesivo autograbante de sexta generación.
- Analizar comparativamente los resultados obtenidos con ambas técnicas.

Materiales y Método

Este trabajo experimental se realizó en los Laboratorios del Área de Biomateriales Odontológicos del Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile, y en el Laboratorio del Departamento de Mecánica de la Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas de la Universidad de Chile (Laboratorio IDIEM- Departamento de Polímeros)

Para la realización de esta investigación se utilizaron 12 molares humanos, recientemente extraídos, libres de caries, a los cuales se les retiraron los restos de ligamento periodontal con cureta, luego de lo cuál fueron conservados en una solución de suero fisiológico isotónico con formalina al 1% hasta el momento de su utilización.

Para la confección de los cuerpos de prueba, las piezas dentarias fueron cortadas en sentido vestíbulo - palatino, perpendicularmente al plano oclusal, utilizando un micromotor de baja velocidad, con porta disco y disco de carborundum, bajo agua corriente para evitar su desecación. En seguida, se seccionó 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.

Ambas porciones así obtenidas se clasificaron en dos grupos:

Grupo uno: Superficies dentarias a las que se les unió un cilindro de resina compuesta (Z350 / 3M ESPE) con la técnica adhesiva de autograbado y el adhesivo Adper Scotchbond SE.

Grupo dos: Superficies dentarias a las que se les unió un cilindro de resina compuesta (Z350 / 3M ESPE) con la técnica adhesiva convencional de grabado y lavado, y el adhesivo Adper Single Bond 2.

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

Se limpiaron las superficies de la estructura dentaria con una escobilla blanda y una suspensión de piedra pómez en agua, luego de lo cuál se lavó completamente con agua y se secó con una motita de algodón.

Luego se realizó el procedimiento adhesivo siguiendo según las instrucciones del fabricante.

Se dispensó una gota del agente imprimante en el dispensador de mezcla (color rosado), y se aplicó tanto a la superficie de la dentina como a la del esmalte, utilizando una brochita, frotando durante 30 segundos.



Luego se secó ligeramente con aire (2 segundos) y se dispensó una gota del adhesivo en el dispensador de mezcla. Con otra brochita, se aplicó el adhesivo por toda la superficie de la dentina y del esmalte, haciendo desaparecer el color rosado del agente imprimante, luego se adelgazó ligeramente con aire (2 segundos) y posteriormente se fotopolimerizó durante 40 segundos con una lámpara de fotocurado 3M XL 3000.

En el grupo dos se realizó la técnica adhesiva convencional que consistió en el siguiente procedimiento:

A la superficie dentaria se le aplicó ácido fosfórico al 37% por 15 segundos en el esmalte y luego se aplicó el ácido en la dentina por otros 10 segundos, se lavó por 40 segundos con agua, para luego secar la superficie con papeles absorbentes dejándola húmeda, y se aplicó con una brochita desechable la primera capa de adhesivo, la que se frotó por 10 segundos para luego adelgazarla con aire suave.



Fig. 6: Aplicación de ácido ortofosfórico al 37% en toda la superficie, para confeccionar el mango de resina en la técnica convencional, descrita en página siguiente.

Posteriormente se aplicó una segunda capa de adhesivo, la que se adelgazó con aire y finalmente se fotopolimerizó durante 40 segundos con una lámpara de fotocurado 3M XL 3000.



Fig. 7: Aplicación de adhesivo Adper Single Bond 2 (3M/ESPE) en la técnica convencional, descrita en página siguiente.

Después del tratamiento adhesivo aplicado, a cada cuerpo de prueba se les adhirió inmediatamente sobre ellos, un cilindro de resina compuesta, cuyas dimensiones fueron de 6 mm de diámetro por 3 mm 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 de 3 capas.



Fig. 8: Cilindro de resina adherido a cuerpos de prueba

Confeccionados así los cuerpos de prueba, fueron rotulados con una clave y almacenados en una estufa a 37°C, con un 100% de humedad relativa por un lapso de 48 horas.

Transcurrido el tiempo, en la cara libre de cada cuerpo de prueba (opuesta a cada zona a evaluar), constituida sólo por esmalte, se les realizó una técnica adhesiva convencional, utilizando grabado ácido, y se aplicó adhesivo para confeccionar un manguito de resina compuesta de un diámetro aproximado de 8 mm y una longitud de 1cm en promedio, sobre el cual posteriormente,

se confeccionaron mangos acrílicos (acrílico rosado Marché), abrazando el manguito de resina compuesta, para poder fijarlos a la máquina de ensayos universales.



Fig. 9: cuerpos de prueba con mangos acrílicos.

Posteriormente los cuerpos de prueba fueron testeados en una máquina de ensayos universales Tinius Olsen, que aplica fuerzas de cizallamiento, con una carga de 200 kg; a una velocidad de 0.2 cm/ min, hasta la separación o fractura.



Fig. 10: Máquina Tinus Olsen

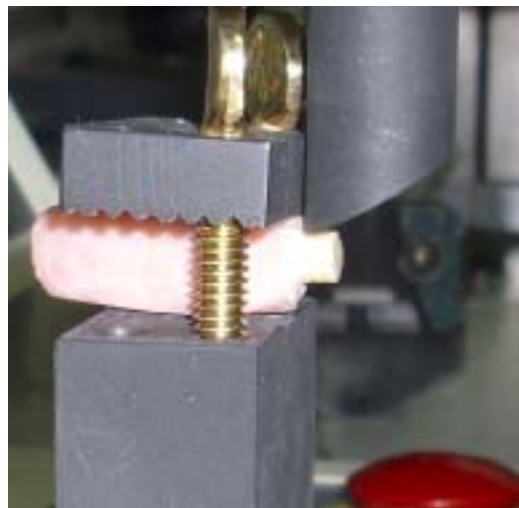


Fig. 11: cuerpo de prueba posicionado en máquina Tinus Olsen.

Los valores de resistencia adhesiva obtenidos se expresaron en MPa, fueron tabulados y sometidos a un análisis estadístico descriptivo y comparativo mediante el Test t de Student.

Resultados

Los resultados obtenidos tanto del sistema adhesivo de grabado ácido total como del adhesivo autograbante fueron tabulados y transformados de Kilogramos Fuerza a Megapascuales, unidad de medida internacional.

A continuación se encuentran los resultados obtenidos de ambos en las Tablas N° I y II.

Tabla N° I: Valores de Resistencia adhesiva en dentina con Técnica de autograbado en las medidas KgF, desplazamiento máximo (mm) y MPa.

Técnica con adhesivo autograbante

Cuerpo de prueba	Carga máxima (kgF)	Desplazamiento máximo (mm)	Resistenciaal cizallamiento (Mpa)
1	444,3 N	0,81 mm	15,7 Mpa
2	285 N	0,86 mm	10,09 Mpa
3	520,3 N	0,89 mm	18,41 Mpa
4	413,6 N	0,44 mm	14,63 Mpa
5	342,5 N	0,39 mm	12,11 Mpa
6	360,3 N	0,71 mm	12,74 Mpa
7	274,6 N	0,76 mm	9,71 Mpa
8	178,0 N	0,56 mm	6,29 Mpa
9	271,3 N	1,2 mm	9,6 Mpa
10	444 N	0,82 mm	15,71 Mpa
11	572,33 N	0,7 mm	20,25 Mpa
12	248,8 N	0,69 mm	8,8 Mpa

La tabla N° I muestra los valores de resistencia adhesiva en dentina de los cuerpos de prueba obtenidos utilizando la técnica de autograbante. El mayor valor de resistencia encontrado fue de **20,25 MPa**, con un promedio de **12,8367 MPa**.

Tabla N° II: Valores de Resistencia Adhesiva en dentina con Técnica de grabado ácido total o convencional en las medidas KgF, desplazamiento máximo (mm) y MPa.

Técnica de grabado ácido total o convencional

Cuerpo de prueba	Carga máxima (kgF)	Desplazamiento Máximo (mm)	Resistencia al cizallamiento (Mpa)
1	543,2 N	1,058 mm	19,2 Mpa
2	353,6 N	0,672 mm	12,5 Mpa
3	415,5 N	0,89 mm	14,7 Mpa
4	268,5 N	0,98 mm	9,5 Mpa
5	248,2 N	0,72 mm	8,78 Mpa
6	615,0 N	1,3 mm	21,76 Mpa
7	451,8 N	0,95 mm	15,9 Mpa
8	636,2 N	1,00 mm	22,51 Mpa
9	378,3 N	1,4 mm	13,38 Mpa
10	493,8 N	1,4 mm	17,47 Mpa
11	330,3 N	0,44 mm	11,6 Mpa
12	424,9 N	0,982	15,2 Mpa

La Tabla N° II muestra los resultados obtenidos de la resistencia adhesiva en dentina de los cuerpos de prueba en que se realizó el sistema adhesivo de grabado ácido total o convencional. El mayor valor de resistencia adhesiva fue de **22,51 MPa** con un promedio de **15,2083 MPa**.

Análisis de los resultados

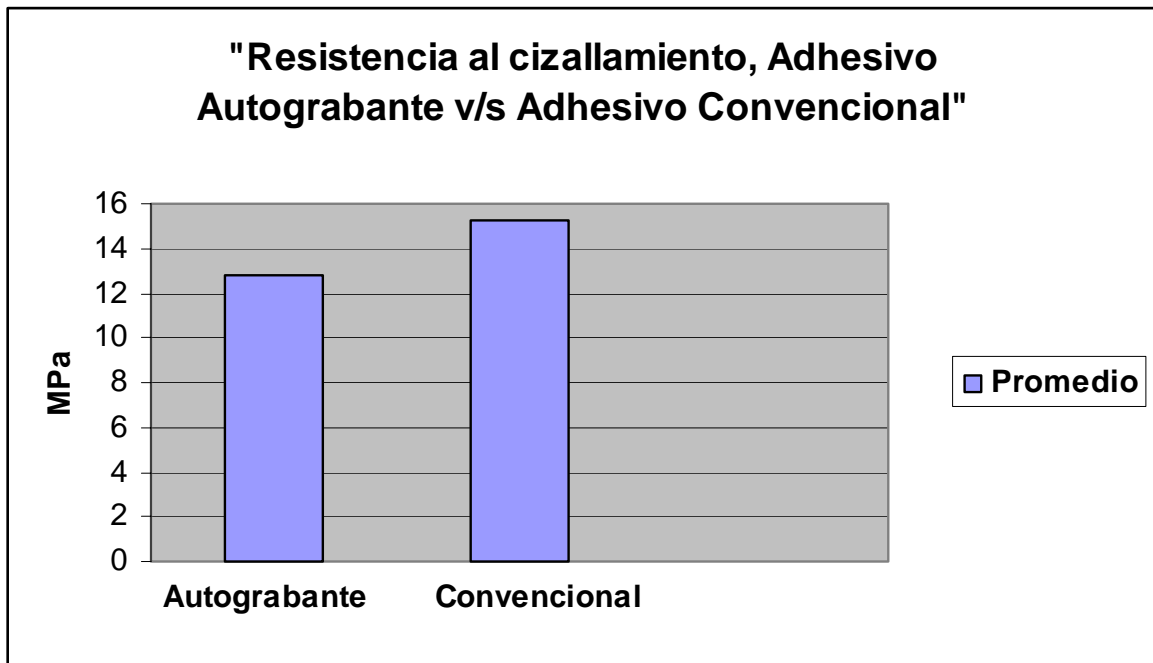
Los resultados obtenidos en ambos grupos fueron sometidos al programa estadístico T-Test Student, para determinar si existen diferencias significativas entre las muestras analizadas.

Tabla N° III: Comparación de los valores promedio

Grupo	N° de muestras	Promedio	Desviación estándar	SEM
1	12	12,8367	4,19065	1,20974
2	12	15,2083	4,4275	1,27811

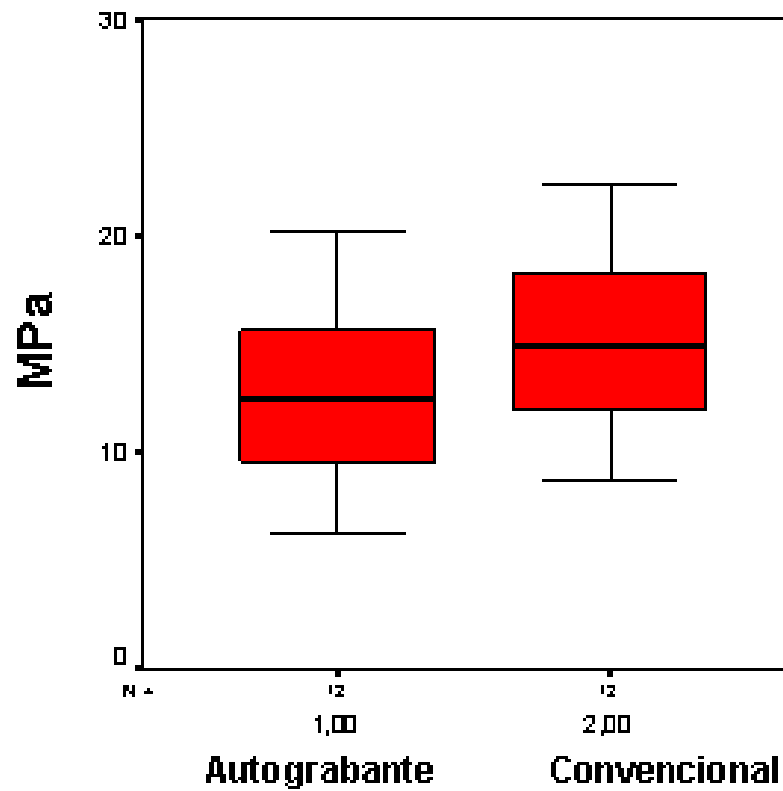
En la Tabla N° III se esquematizan los resultados obtenidos en el análisis estadístico T-Test de Student con el cual se obtuvo un **p = 0,256**

Grafico N° 1: Valores de Resistencia adhesiva obtenidos por los cuerpos de prueba en ambos grupos estudiados



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

Gráfico II: Diagrama de Cajas y alambres



En este gráfico se observa que los valores para ambos grupos se encuentran dentro de rangos similares, aunque el grupo 2 de la Técnica convencional presenta mayores valores de resistencia adhesiva, sin embargo, no se encuentran diferencias estadísticamente significativas.

Discusión

En la actualidad existen una gran variedad de adhesivos presentes en el mercado con el fin de lograr cada vez mejores resultados en el ámbito de Adhesión Dentinaria. Los adhesivos autograbantes han ido cada vez introduciéndose más en el mercado de la industria restauradora, existiendo diferentes marcas comerciales que los producen, sin embargo el respaldo científico que avala su comportamiento junto con sus propiedades físicas y mecánicas, tanto in vivo como in vitro es escaso y aún existen interrogantes con respecto al tema. Por este motivo el siguiente trabajo busca comparar la resistencia al cizallamiento de dos sistemas adhesivos elaborados por la misma marca, uno correspondiente al sistema convencional de grabado y lavado, Adper Single Bond 2 (3M/ESPE) y el otro, a un sistema autograbante de 6 ta. Generación llamado Adper Scotchbond SE (3M/ESPE).

En el primer grupo el adhesivo utilizado fue el Adper Scotchbond SE (3M/ESPE), un nuevo sistema adhesivo autograbante, con el cual se obtuvo un promedio de 12,8367 MPa de resistencia adhesiva a la fuerza de cizalle, mientras que en el segundo grupo de estudio se utilizó la técnica convencional de grabado y lavado con el adhesivo Adper Single Bond 2 (3M/ESPE), con el cual se obtuvo un promedio de 15,2083 MPa, este resultado es mayor que el del primer grupo aunque estadísticamente no significativo, ya que se obtuvo un $p= 0.256$. Esto concuerda con los

resultados obtenidos por Alfaro y colaboradores (2004), donde no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas en la resistencia adhesiva a la fuerza de cizalle entre un sistema adhesivo autograbante One Coat SE Bond (Coltene/ Whaledent) y un el sistema adhesivo convencional de la misma marca One Coat Bond, donde también obtuvieron valores mayores en el caso del sistema convencional aunque estadísticamente no significativos al igual que en este estudio ⁽⁶⁾.

Otro estudio realizado por Senawongse P. et al (2004) donde se midió la resistencia a la fuerza de microtensión entre un sistema adhesivo autograbante, Clearfil Bond (Kuraray), y un sistema adhesivo convencional Single Bond (3M/ESPE), tampoco encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos estudiados ⁽⁵²⁾.

Los adhesivos autograbantes poseen un pH más elevado, en relación al ácido ortofosfórico utilizado por los sistemas adhesivos de grabado ácido total ⁽⁶⁾, 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 del autograbante ^(6,48), junto con esto al no ser lavados estos materiales incorporan el barro dentinario o sus componentes dentro de sus capas de adhesión, lo cual disminuiría el grado de penetración de los agentes imprimantes al interior de la dentina, siendo más notoria la penetración de éstos en la dentina intertubular. ^(6,49)

Al comparar los resultados obtenidos para ambos sistemas adhesivos con la información proporcionada por el fabricante ⁽⁵⁰⁾, podemos observar que existen diferencias importantes entre los valores de resistencia adhesiva logrados en este trabajo con ambos adhesivos y los resultados proporcionados por el fabricante, esto se puede explicar por el hecho de que los métodos utilizados para realizar la investigación pueden ser diferentes, ya que en el presente trabajo, el test se realizó bajo fuerzas de cizallamiento y no de tracción, siendo el test utilizado aquí mucho más exigente y por lo mismo los valores obtenidos en éste, resultan siempre menores que en tracción.

Además influirían las condiciones en que se realizaron las pruebas y la forma de almacenaje de los cuerpos de prueba.

Este estudio tiene como objetivo mostrar el comportamiento de ambos tipos de adhesivos y entregar una base razonable para predecir el comportamiento clínico de éstos, aunque debemos considerar que las condiciones intraorales difieren bastante, ya que se agregan múltiples factores propios del paciente que es necesario considerar, así como diferentes tipos de fuerzas o cargas que afectan a las restauraciones dentarias al mismo tiempo. No obstante lo anterior, los resultados obtenidos nos entregan una idea del comportamiento que tendrá el material restaurador en boca.

Conclusiones

- Las restauraciones de resina compuesta realizadas con el sistema adhesivo autograbante Adper Scotchbond SE (3M/ESPE), según las recomendaciones del fabricante, obtuvieron como promedio una resistencia adhesiva a fuerza de cizallamiento de 12,8367 MPa.
- Las restauraciones de resina compuesta realizadas con el sistema adhesivo convencional, de grabado y lavado, Adper Single Bond 2 (3M/ESPE), según las recomendaciones del fabricante, obtuvieron como promedio una resistencia adhesiva a fuerza de cizallamiento de 15,2083 MPa.
- El sistema adhesivo convencional Adper Single Bond 2 presentó mayores valores de resistencia adhesiva al compararlo con las restauraciones de resina compuesta realizadas con el sistema autograbante Adper Scotchbond SE, pero se estableció que de acuerdo a las condiciones en que se realizó este trabajo, no fue posible encontrar diferencias estadísticamente significativas ($p=0,256$) entre ambas técnicas adhesivas.

- En consecuencia se rechaza la hipótesis de trabajo la cual señalaba: "Existen diferencias significativas en el grado de resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta realizadas con un sistema adhesivo convencional en comparación a un sistema adhesivo autograbante de sexta generación"

Sugerencias

- Sería relevante realizar estudios bajo microscopio electrónico para observar el tipo de falla adhesiva que se produce a nivel de la microestructura.
- Realizar estudios clínicos para evaluar la efectividad en condiciones reales de los sistemas adhesivos estudiados frente a fuerzas de cizalle y otras producidas en el medio oral.
- Realizar este mismo estudio sobre piezas dentarias que hayan sido dañadas por caries, ya que el odontólogo realiza restauraciones en la práctica clínica, sobre este tipo de sustrato que se encuentra alterado morfológica y funcionalmente.

Resumen

En el presente estudio se evaluó la resistencia adhesiva al cizallamiento de Restauraciones de Resinas Compuestas confeccionadas con dos sistemas adhesivos, uno de grabado y lavado y otro adhesivo autograbante.

Para realizar la medición, se confeccionaron 24 cuerpos de prueba, utilizándose 12 molares recientemente extraídos, los cuales fueron cortados longitudinalmente para obtener dos trozos similares de dentina y esmalte, a cuyas superficies se les adhirió un cilindro de resina compuesta de fotocurado, de 6 mm de diámetro y de 3 mm de grosor.

12 cilindros fueron adheridos utilizando la técnica de grabado y lavado más el Adhesivo Adper Single Bond 2 (3M/ESPE) mientras los 12 restantes fueron adheridos utilizando el nuevo sistema autograbante Adper Scotchbond SE (3M/ESPE) recientemente aparecido en el mercado Nacional.

Una vez confeccionados los cuerpos de prueba, fueron mantenidos durante 48 hrs. en una estufa a 37° C y 100% de humedad relativa, luego de lo cual fueron testeados en una máquina de ensayos universales Tinus Olsen, aplicando una fuerza de cizallamiento de 200 kg y a una velocidad de cabezal de 0,2 cm/min.

Los resultados obtenidos expresados en Megapascuales fueron tabulados, registrándose el promedio de cada uno de los grupos. El valor promedio de resistencia adhesiva al cizallamiento para el adhesivo convencional de grabado y lavado fue de 15,2 MPa mientras que el sistema adhesivo autograbante obtuvo un valor promedio de 12,8 MPa. Los resultados fueron analizados mediante el t Test de Student no encontrándose diferencias estadísticamente significativas entre los grupos en estudio.

En conclusión, se puede afirmar que de acuerdo a la metodología utilizada en este estudio, el sistema convencional de grabado y lavado es el que presenta la mejor resistencia adhesiva frente a fuerzas de cizallamiento pero sin diferencias estadísticamente significativas con el sistema de autograbado.

Bibliografía

1. Bader M., Astorga C., y col. "Biomateriales Dentales" Propiedades Generales. Tomo I. Primera edición. U. de Chile. 1996. 73 p, p 3,4 Cap I 49-72 Cap VI.
2. Barrancos Money "Operatoria Dental" 4^{ta} Edición, Editorial Panamericana. 2006; 1345 p; p 297 Cap 18 "Cariología" p 94 Cap 42 "Restauraciones", p567-578; 657-690 Cap 17,21.
3. Urzúa I., Stanke F., Mariné A. "Nuevas estrategias en Cariología". Facultad de Odontología. Universidad de Chile. 1999.
4. Mitchell y Mitchell "Oxford Manual de Odontología Clínica "1 era edición Ediciones médicas folium p 25.1994
5. Leinfelder et al. "Amalgam Substitute, a new polymer material". Oral Health. April p 57-62,1998.
6. Alfaro C. "Estudio comparativo in Vitro de la Resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta realizadas con técnica adhesiva convencional y autograbante de última generación" Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano dentista. 2005

7. Bader M; Ehrmantraut M. " Polimerización de resinas compuestas a través de estructuras dentarias". Revista Facultad de Odontología, Universidad de Chile. Vol 12 (2) 1994 p 22-24.

8. Henostroza "Adhesión en Odontología Restauradora" 1^{era} Edición 2003. 447p. p 113-,115. Cap 5 "Evolución de los sistemas adhesivos poliméricos". p 71-136 .Cap 4 "Adhesión a esmalte y dentina con adhesivos poliméricos".

9. Saavedra P. "Comparación "in Vitro" del grado de resistencia adhesiva de los sistemas adhesivos Single Bond y Adper single Bond 2" Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano dentista. 2006.

10. Uribe Echevarria Jorge. Operatoria Dental Ciencia y Práctica.1990. p 207-222 Cap 8 "Sistemas Resinosos Compuestos".

11. Ehaideb AA AL; Mohamed H "Microleakage of one bottle dentin adhesives" Operatistry, 26; p 172-175. 2001

12. De Phillips "La Ciencia de los Materiales Dentales". Décima edición 1998. p 283-311 Cap 12 "Resinas para restauración"

13. Sturdevant C.” Operatoria Dental: Arte y Ciencia”. 3 era edición.
Editorial Harcourt Brace. 1999. Cap 16.
14. Craig, O’Brien W; Powers J “Materiales Dentales, propiedades y manipulación” Editorial Mosby; 6^{ta} edición 1999. p 1-70 Cap I – IV.
15. Sandoval MF.” Estudio comparativo in Vitro, al microscopio electrónico de barrido, del efecto sobre la dentina de un sistema adhesivo con grabado ácido total y un sistema adhesivo autograbante.” Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano dentista. 2005.
- 16 .Báez R Abelardo, Villarroel Milko, Jonquera Claudio
“Reconstrucción por Capas Anatómicas en Base a Resinas Compuestas Contemporáneas: tratando de imitar la naturaleza”. Revista “Estética y Operatoria Dental. Editorial Gilberto Henostroza Aros.2002
<http://www.materialesdentales.cl/artcient/art01-may03/index.htm>
17. Página web oficial SDI <http://www.sdi.com.au/ice/specs.asp>
18. Díaz J “Estudio comparativo In Vitro de la resistencia adhesiva de tres resinas compuestas de nanorelleno” .Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano dentista. 2004

19. Bertoldo, A "Nanotecnología en la formulación de nuevos composites"
<http://www.red-dental.com/ot006301.htm> 2004
20. Fortín,D Vargas, MA. "The spectrum of composites : New techniques and materials" JADA. 131:26-30. 2000
21. Guzmán H, "Biomateriales Odontológicos de uso clínico", 1^{era} edición Editorial presencia Ltda 1990., p 31-44, Cap 4.
- 22 .Abreu R "Adhesión en Odontología Contemporánea I"
[http:// www.odontología-online.com/casos.html](http://www.odontología-online.com/casos.html) Año 2004.
23. Dib V "Análisis comparativo in vitro de la microfiltración de restauraciones de resina compuesta realizadas con técnica adhesiva convencional v/s una autograbante de la misma marca" Trabajo de investigación para optar al título de cirujano dentista. 2005
- 24.Amaral. C et al."Microleakage of hydrophilic adhesive systems in Class V composite restorations" .Am J.Dent 14(1): 31-33.2001.
25. Abramovich .A "Histología y embriología dentaria" 1999 p 118-119 Cap 6 "Esmalte"

26. Swift, EJ Jr, Perdigao J; Herman, HO."Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art", 1995.Quint. Int. 26(2):95-110.
27. Montenegro MA, Mery C, Aguirre A. "Histología y Embriología del Sistema Estomatognático". Facultad de Odontología Universidad de Chile. 1986. 138p Cap 5 - 6 p 61-75.
28. Watson V; Armellini D "Adhesión: Estado actual. Acta Odontológica Venezolana".34 (1): 11-16 1996.
29. Swift E. Jr, et al. "Dentin/Enamel Adhesives: Review of the Literature" Pediatric Dentistry. 24 (5): 456-461. 2002.
30. Toledano M. et al. "Influence of Self-Etching primer on the resin adhesion to enamel and Dentin. Am Journal of Dentistry. 14 (4): 205-210. 2001.
31. Fusayama T. et al. "Non Pressure adhesion of a New Adhesive Restorative Resin " Journal of Dental Research. 58 (4):1364-1370. 1979
32. 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.

33. Oliveira et al." The influence of dentin smear layer on adhesion : a self-etching primer vs a total etch system". Dent Mater. 19 (8): 758-767.2003.

34. Caviedes J; Ponce A, Rondón MC "Respuesta pulpar a los adhesivos dentinarios"

http://www.javeriana.edu.co/academiapgendodoncia/art_revision/revision_2006/i_a_revision21.html. 2006

35. Christensen GJ." Bonding ceramic or metal crowns with resin cement "
Clin Res Associates Newsletter1992: 16: 1-2. 1992

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

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

38. Van Meerbeek B, Perdigão J & Vanherle G. "The clinical performance of adhesives". Journal of Dentistry; 26 (1): 1-20.1998

39. Van Meerbeek B, Yoshida Y& Vanherle G. "Mechanisms of bonding of a resin modified glass ionomer adhesive to dentin". Journal of Dental Research.; 77: 911.Abstract 2236.1998

40. Adhesivos dentales del nuevo milenio: "La membrana adhesiva" 2000
http://www.gacetadental.com/antiores/foyci/foyci_texto.asp?d1=septiembre_2000/ciencia/&d2=2&d3=/antiores/septiembre_2000/ciencia/2.htm
41. Hashimoto M, QhnoH, Kaga M, EndoK, Sano H, Quchi H. "In vivo degradation of dentin-resin bonds in humans over 1-3 years " J dent Research ; 79; 1385-2000
42. Freedman G, Leinfelder K "Adhesivos de Séptima Generación" 2000
<http://www.sdpt.net/CAR/adhesivos2.htm>
43. 6ta. y 7ma. Generación de "Agentes Adhesivos" 2007
http://www.dentaladvisor.com/publications/the-dental-advisor/issue_pdfs/spanish/vol-23-no-08-spanish.pdf
44. Hadwa Olave Sussan, "Análisis Comparativo "*In Vitro*" de la resistencia adhesiva de restauraciones de compómero con distintos sistemas de adhesión. Trabajo de investigación requisito para optar al Título de Cirujano Dentista, Facultad de Odontología, Universidad de Chile, 2002.

45. Guerra Cerda Carolina, "Análisis comparativo *"In Vitro"* de la resistencia adhesiva de dos técnicas de aplicación de los sistemas adhesivos".

Trabajo requisito para optar al Título de Cirujano Dentista, Facultad de Odontología, Universidad de Chile, 2004.

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

47. Cordero Torres Viviana, "Estudio comparativo *"In Vitro"* de la resistencia adhesiva de restauraciones en resina compuesta con técnica adhesiva con grabado ácido total v/s un sistema adhesivo autograbante. Trabajo requisito para optar al Título de Cirujano Dentista, Facultad de Odontología, Universidad de Chile, 2004.

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

49. Aguilera a et al."Sistemas adhesivos de Autograbado" *Revista Dental de Chile*"; 92(2) 23-28. 2001

50. Adper™ Scotchbond™ SE Self-Etch Adhesive. 2008

http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en_US/3M-ESPE/dental-professionals/products/category/bonding/adper-scotchbond-se/

51. Ramirez A, Ruan Antury J. "Shear Bond Strength of self etch adhesive systems v/s total etch systems". 2000

52. Senawongse P; Harnirattisai C; Shimada Y; Tagami J
"Effective Bond Strength of current adhesive systems on Deciduous and Permanent Dentin" .Operative Dentistry; 29-2.196-202. 2004.