

UNIVERSIDAD DE CHILE  
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA RESTAURADORA  
ÁREA DE BIOMATERIALES DENTALES  
FACULTAD DE ODONTOLOGIA

**Análisis comparativo *in vitro* del efecto sobre la morfología del  
esmalte de piezas dentarias adultas y en la resistencia adhesiva  
de restauraciones con resinas compuestas con un sistema  
adhesivo convencional y un sistema adhesivo de autograbado**

**Marcelo Huerta Verasay**

TRABAJO DE INVESTIGACION  
REQUISITO PARA OPTAR AL TITULO DE  
CIRUJANO DENTISTA

TUTOR PRINCIPAL  
Profesor Dr. Marcelo Bader Mattar

Santiago-Chile  
2007

*A mi familia,  
por el apoyo  
durante estos años.*

## **Agradecimientos**

Al profesor Dr. Marcelo Bader, por su dedicación y entrega, que me permitieron desarrollar mi trabajo.

A las Tecnólogo Médico Nancy Olea y Marta Gacitúa, por su amabilidad y conocimientos entregados para el manejo del Microscopio Electrónico de Barrido.

A la profesora María Inés Carracedo, encargada del Departamento de Mecánica de la UTEM, por su gran disposición y amabilidad, puesto que sin su ayuda no hubiese sido posible realizar este trabajo.

Al profesor Alejandro Fuentes, encargado de la manipulación de la máquina Instrom de la UTEM, por su disposición y apoyo, que me permitieron realizar este trabajo.

A Paula y Dino, por su amistad y sus contactos, me permitieron terminar este trabajo.

A Dani, por su apoyo incomparable durante la realización de esta tesis.

A mis compañeros y amigos, que me han acompañado durante este proceso.

## Índice

|  |     |
|--|-----|
| Introducción.....  | 4   |
| Aspectos Teóricos.....                                   | 7   |
| Hipótesis.....   | 58  |
| Objetivo General.....                                    | 59  |
| Objetivos Específicos.....                               | 59  |
| Materiales y Métodos.....                                | 60  |
| Resultados.....  | 67  |
| Observación al MEB.....                                  | 67  |
| Resultados de Resistencia Adhesiva al Cizallamiento..... | 82  |
| Análisis de Resultados.....                              | 88  |
| Discusión.....   | 91  |
| Conclusiones.....  | 97  |
| Sugerencias.....   | 99  |
| Resumen.....   | 100 |
| Bibliografía.....  | 102 |

## **Introducción**

La destrucción de los tejidos dentarios se debe principalmente a la caries dental, una enfermedad infectocontagiosa de carácter multifactorial, que tiene una alta prevalencia mundial y nacional. Ya que estos tejidos no tienen la capacidad de regenerarse es que el odontólogo y la industria odontológica han generado biomateriales que intentan restituir la pieza dentaria y devolver sus características anatomofuncionales (1-2).

Para esto, los materiales deben cumplir con requisitos tales como estabilidad dimensional, estética (color, translucidez, matiz), propiedades mecánicas (resistencia a la tracción, compresión y cizallamiento), propiedades físicas (no ser conductor térmico y eléctrico), propiedades químicas (insolubles en el medio bucal) y propiedades biológicas (inocuo sobre los tejidos, etc.) (3).

Para satisfacer todas estas características, han aparecido nuevos materiales, siendo las resinas compuestas las que logran mejores resultados estéticos, sin embargo, sus deficiencias apuntan al sistema de adhesión, ya que ellas carecen de una adhesión específica a las estructuras dentarias y solo se ha logrado fijarlas por medio de un trabazón micromecánica a través de un adhesivo y una forma de acondicionamiento previo para permitir que se genere adhesión por efectos geométricos y reológicos producidos por la contracción del material (4-5).

Intentando optimizar resultados de esta técnica, han surgido varias generaciones de sistemas adhesivos con el objetivo de mejorar los resultados clínicos y con una menor cantidad de pasos operatorios <sup>(6-7-8)</sup>.

Actualmente, los adhesivos de grabado y lavado o convencionales, emplean una etapa previa de aplicación de un ácido y su remoción, posteriormente la aplicación de un agente imprimante y de un adhesivo. Son sistemas “adhesivos de dos o tres etapas”, por ejemplo: Adper Single Bond 2 (3M/ESPE) <sup>(8-9-10)</sup>.

Con el desarrollo de esta técnica, ha aparecido una nueva modalidad de adhesivos, son llamados sistemas adhesivos autograbantes, los cuales no requieren de la etapa previa de grabado ácido de las superficies dentarias. Los primeros en aparecer combinan los pasos de grabado e imprimación, para luego aplicar el adhesivo y presentan en “botellas separadas”, por ejemplo: Xeno® III (Dentsply) <sup>(8-10)</sup>.

Posteriormente aparece una nueva generación de adhesivos autograbantes que son los denominados “todo en uno”, es decir el acondicionador, el agente imprimante y el adhesivo se encuentran química y físicamente mezclados en un mismo envase, por lo tanto facilitan la metodología operatoria en un solo paso, por ejemplo: Prompt L Pop (3M/ESPE) <sup>(10-11)</sup>.

Todos estos sistemas adhesivos autograbantes resultan atractivos por simplicidad técnica, lo que disminuye la posibilidad de error en su aplicación, y a la vez disminuye el tiempo clínico de atención <sup>(6-7)</sup>.

Los sistemas adhesivos de autograbado dicen tener un comportamiento similar a los sistemas convencionales, en relación al grado de sellado marginal y de resistencia adhesiva, sin embargo, existen dudas acerca de su real capacidad para lograr un grabado eficaz del esmalte dentario. Esto toma preponderancia al relacionar su efectividad (a este nivel) con el resultado final de las restauraciones.

La gran mayoría de los estudios disponibles, están relacionados a centros de investigación ligados a casas comerciales productoras de este tipo de sistemas adhesivos, donde se privilegian los resultados que favorecen al productos de estas casas.

El presente trabajo busca analizar la efectividad de este tipo de sistemas adhesivos en un estudio comparativo con los adhesivos convencionales, evaluando al Microscopio Electrónico de Barrido como afecta las características morfológicas del esmalte, en uno y otro caso.

Además se compararán las resistencias adhesivas de restauraciones de Resinas Compuestas realizadas con la técnica de grabado ácido convencional, y con el sistema adhesivo autograbante.

## Aspectos Teóricos

La caries se define como una enfermedad infectocontagiosa, multifactorial de tipo crónica que afecta a los tejidos duros del diente, es producida por acción de los ácidos orgánicos provenientes de la fermentación por parte de microorganismos de los hidratos de carbono consumidos en la dieta <sup>(2)</sup>. Provoca un daño irreversible en las piezas dentarias. El tratamiento debe ser la eliminación mecánica de los tejidos dañados, lo cual deja como secuela una cavidad, que debe ser restaurada, con el objetivo de devolver la anatomía perdida, la función y la estética de dicha pieza dentaria <sup>(12)</sup>.

Para lograr una restauración que cumpla con los parámetros mecánicos, biofuncionales y de la estética, se cuenta con numerosos biomateriales. Dentro de los materiales estéticos de restauración indirecta y materiales estéticos de restauración directa encontramos, a través de la historia, cuatro tipos: silicatos, resinas acrílicas (sin relleno), ionómeros de restauración y resinas de dimetacrilato con refuerzos orgánicos o resinas compuestas <sup>(13)</sup>.

### **1.- Silicatos**

Los **Cementos de Silicatos** empezaron a utilizarse a finales del siglo XIX y en Chile se usaron ampliamente hasta fines de la década de 1970. Están constituidos por una mezcla de un polvo con un líquido. El polvo está compuesto de sílice, alúmina y fluoruro de sodio, en tanto el líquido contiene en su composición ácido fosfórico <sup>(14)</sup>. Una vez fraguados, los silicatos son muy solubles y no resisten la desintegración en el



medio bucal, debido a ello representaron un sistema de restauración a corto plazo. Presentaban como ventaja una acción anticariogénica por la presencia de fluoruros en la composición del polvo, los que permiten la formación de fluorapatita sobre la estructura dentaria, que reduce la solubilidad del esmalte <sup>(15)</sup>.

Por otra parte, poseen muy malas propiedades estéticas, los silicatos cambiaban de color y se iban opacificando debido a la pigmentación y a la deshidratación. Se van deteriorando con el paso del tiempo <sup>(12)</sup>. Este material restaurador era extremadamente frágil y se fracturaba al impacto, era altamente irritante para la pulpa provocando una reacción de tipo irreversible, por lo cual, las cavidades debían ser protegidas prolijamente <sup>(14-15)</sup>.

## **2.- Resinas acrílicas sin relleno**

Surgieron en el año 1945, como alternativa a los silicatos, mejorando sus propiedades hasta convertirse en un material ampliamente utilizado en los años setenta.

Los acrílicos sin relleno corresponden a un material de origen orgánico superando a los silicatos por ser menos solubles y no deshidratarse, aunque el cambio de color seguía siendo un problema importante. Sus desventajas eran su gran contracción de polimerización y sus cambios dimensionales térmicos que favorecían la microfiltración por sus márgenes. Su escasa rigidez y resistencia mecánica por su poca resistencia al desgaste y los problemas de caries recidivantes <sup>(12)</sup>. A todo esto se le sumaba la variación de color debido a la pigmentación que experimentaba a través del tiempo, a pesar que

recién instalados su estética era aceptable. Estas propiedades negativas para su uso clínico se deben a la estructura química que tienen los materiales de origen orgánico, a la presencia de un monómero de bajo peso molecular, al sistema de activación utilizado y a la gran cantidad de monómero residual presente por unidad de volumen <sup>(16)</sup>.

### **3.- Cemento de Vidrio Ionómero**

Los Cementos de Vidrio Ionómero aparecieron en 1972 y se utilizan fundamentalmente para restaurar lesiones cervicales. Sus principales características son su adhesión química al diente y la liberación de iones flúor al medio, pero tienen como desventaja su elevada opacidad, por lo tanto, no es un material altamente estético y además no posee buenas propiedades mecánicas <sup>(12)</sup>.

### **4.- Resinas compuestas**

Las resinas compuestas surgen como una necesidad ante el fracaso de las resinas acrílicas, y se han convertido en el material más usado actualmente para restauraciones estéticas directas <sup>(12)</sup>.

En la década de los 60s R.L. Bowen en Estados Unidos, patenta su fórmula consistente en una nueva molécula orgánica de alto peso molecular con capacidad de ser polimerizada, que denominó BIS-GMA. Esta molécula es un monómero, derivado de la combinación de una molécula epóxica como el Bisfenol con un Glicidil Dimetacrilato. Este compuesto forma una matriz orgánica con mejores características que las resinas acrílicas sin relleno, aunque presentando deficiencias que eran posibles de superar. Para

ello, se le agregó un relleno inorgánico en forma de partículas irregulares de tamaño variable, el que se une a esta matriz de BIS-GMA, a través del uso de un agente de acoplamiento que originalmente fue un derivado del vinil-silano <sup>(13-16-17)</sup>. De esta forma se logra disminuir la contracción de polimerización, el alto coeficiente de variación dimensional térmica y la baja resistencia mecánica, además del posible daño pulpar, problemas atribuibles a las resinas acrílicas <sup>(18)</sup>.

En una resina compuesta típica, intervienen tres fases: una matriz orgánica, un relleno inorgánico y un agente de enlace, incorporando además un sistema que induce la polimerización <sup>(16-19)</sup>.

#### **4.1.- Matriz Orgánica**

Está constituida por un monómero que puede ser BIS-GMA y un dimetacrilato de uretano (UDMA). Estos oligómeros de BIS-GMA y UDMA son líquidos muy viscosos, lo que hace que al ir incorporando el relleno, se produzca una masa espesa y de difícil manejo, es por esto que para controlar la consistencia de la pasta de la resina, se les añaden monómeros de bajo peso molecular, los que actúan como solventes del BIS-GMA o del UDMA (plastificantes), controlando así su viscosidad, y permitiendo agregar mayores cantidades de relleno inorgánico, sin alterar la capacidad de trabajo del material resultante <sup>(12-19-20)</sup>.

Sin embargo, estos monómeros solventes, al ser de menor peso molecular, aumentan el grado de contracción del material al polimerizar, motivo por el cual su

adición debe ser muy controlada para evitar un efecto negativo sobre esta propiedad. Los oligómeros y monómeros reaccionarán formando un polímero, por la presencia de dobles enlaces entre los carbonos de los grupos terminales de cada uno de ellos <sup>(12-19-20)</sup>.

#### **4.2.- Relleno o fase Inorgánica.**

Son partículas inorgánicas que se agregan en forma dispersa a la matriz orgánica con el objetivo de mejorar sus propiedades físicas y mecánicas, entre las cuales se encuentran: disminuir la contracción de polimerización, contrarrestar el coeficiente de dilatación térmica, aumentar su dureza y proveer radiopacidad <sup>(22)</sup>. Distintos tipos de rellenos se han utilizado en estas resinas compuestas, siendo comunes el cuarzo y el vidrio de borosilicato, pero además incluye el silicato de Litio y Aluminio y diversos vidrios de aluminosilicatos. En la actualidad los rellenos más utilizados son los de vidrio de Bario y Zinc. Se usa silicatos y aluminios por que tienen un coeficiente de expansión menor, lo que reduce aún más el coeficiente del material compuesto <sup>(21)</sup>.

A menudo se modifica la composición del relleno con otros iones para conseguir otras propiedades más deseables. Añadiendo iones de Litio y Aluminio se consiguen vidrios más frágiles que producen partículas de menor tamaño. Añadiendo Bario, Zinc, Boro y Circonio se consiguen unas partículas de relleno más radiopacas. No obstante, si la modificación es excesiva y sustituye la estructura de Sílice se puede ver disminuida la eficacia del agente acoplador <sup>(21)</sup>.

El relleno puede ser en forma de fibra, esferas, partículas irregulares o partículas planas, las que pueden variar en tamaño hasta los 40 o 60 $\mu\text{m}$ . Existe la tendencia de reducir el tamaño de las partículas de manera que su diámetro promedio estén el orden de 0.4 a 0.8 $\mu\text{m}$  <sup>(12)</sup>.

Normalmente existe hasta un 70-75% de relleno adicionado a la matriz del material, aunque algunos productos indican que contienen hasta un 80% en peso de partículas de relleno <sup>(21)</sup>.

#### **4.3.- Agente de acoplamiento**

Con el fin de conseguir una unión de la fase orgánica con la inorgánica e impedir que ambas se separen por la acción del desgaste mecánico y térmico de la restauración, debe existir una unión estable entre ambas fases de la resina, para que ésta tenga resistencia y durabilidad. Así, los fabricantes tratan la superficie de los rellenos con moléculas bifuncionales que en uno de los extremos se une a los grupos hidroxilo situados a lo largo de la superficie de las partículas de Sílice y el otro extremo se une con los monómeros de la matriz, consiguiendo de este modo el acoplamiento del relleno con la matriz. El vinil-silano fue uno de los primeros agentes de acople utilizados, pero al ser muy poco reactivos se lo reemplazó por el gama-metacriloxipropiltrimetoxi-silano, que proporciona una resina compuesta más resistente y perdurable <sup>(12)</sup>.

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

Las resinas compuestas se pueden clasificar según los siguientes parámetros <sup>(12-23)</sup>.

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

Según el contenido del relleno, las resinas compuestas se pueden clasificar de acuerdo al volumen de relleno que contiene:

- Resinas Compuestas con muy bajo contenido de relleno en peso, como los sellantes.
- Resinas Compuestas con 50% en peso de relleno, como las Resinas Compuestas con microrelleno homogéneo.
- Resinas Compuestas con 75% en peso de relleno, como las Resinas Compuestas híbridas.
- Resinas Compuestas con 85% en peso de relleno, como las Resinas Compuestas microhíbridas <sup>(12-23)</sup>.

Según la composición de la matriz que compone a las resinas compuestas, estas se pueden clasificar:

- **BIS –GMA:** Bisfenol – Glicidil metacrilato. Poseen un grupo activo a cada extremo de la cadena. Como característica cuenta con su viscosidad <sup>(24)</sup>.
- **UDMA o DMU:** Dimetacrilato de Uretano. Es una cadena más larga que la anterior, más fluido, con mejores propiedades ópticas <sup>(24)</sup>.
- **Mixtas:** Corresponden a aquellas resinas que en su composición combinan distintos tipos de monómeros, con el objetivo de mejorar algunas propiedades del material. Los monómeros que las componen pueden ser BIS - GMA, UDMA y/o TEGDMA, en distintas proporciones. Al combinar estos monómeros, se puede obtener una consistencia que otorga mejor manipulación y mejores propiedades ópticas <sup>(24)</sup>.

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

- **Resinas compuestas de Activación química o Autopolimerización:** En el proceso de activación química, la amina terciaria aromática es quien activa la reacción de polimerización, que al actuar sobre el peróxido de benzoilo permite la producción de radicales libres que reaccionarán sobre el monómero en el inicio del proceso a temperatura ambiente <sup>(12)</sup>.

- **Resinas compuestas de Activación física :**

- **Termopolimerización:** Corresponde a la activación por calor o por un alza en la temperatura del material previamente moldeado, por esta razón son utilizadas como material para la confección de estructuras indirectas <sup>(3)</sup>.

- **Fotopolimerización:** Corresponde a los sistemas activados por luz visible. En estos sistemas una luz halógena, de longitud entre los 410 a 500nm, activa a una dicetona, la canforoquinona, que en presencia de una amina alifática, inicia la reacción de polimerización. En otras palabras, los fotones actúan sobre la canforoquinona, que reacciona liberando radicales libres, los que a su vez inician el proceso de polimerización del monómero presente <sup>(3)</sup>. Las resinas compuestas fotoactivadas poseen numerosas ventajas en comparación a las resinas compuestas de autopolimerización, entre las cuales se puede mencionar:

- a) Menor cantidad de monómero residual encontrado posterior al proceso de polimerización.
- b) Un proceso de polimerización más rápido.
- c) La capacidad que posee la luz de atravesar las estructuras dentarias.
- d) Proporcionar una mayor estabilidad de color.
- e) Otorgar más tiempo de trabajo útil <sup>(25)</sup>.



- **Resinas compuesta de Activación Mixta:** Se puede activar la polimerización, ya sea por acción de la luz o por un sistema químico, tales como calor - presión, luz - presión, calor - luz, o foto - autopolimerización, siendo esta última combinación la mas utilizada hoy en día en las resinas compuestas destinadas a la fijación de estructuras indirectas en boca (cementos duales) <sup>(24)</sup>.

Las resinas compuestas también se clasifican según el tamaño de las partículas que forman la fase inorgánica <sup>(12-20)</sup>.

- **Resinas compuestas de macrorelleno o convencionales:** Fueron la primeras en aparecer y sus partículas de relleno poseen un tamaño irregular que variaba entre 8 y 80µm, siendo ellas de mayor dureza que la matriz orgánica. La alta carga inorgánica con partículas tan grandes permitió una reducción significativa de la contracción de polimerización y aumentó la resistencia físico - mecánica de las resinas compuestas en relación con las resinas acrílicas. Sin embargo, su textura superficial resultaba ser una superficie muy irregular que permitía el depósito de placa bacteriana, aumentando las probabilidades de caries recidivante y pigmentación, afectando la estética. Por otro lado, estas resinas tenían baja resistencia al desgaste debido al alto porcentaje de partículas de relleno que poseían, y presentaban una alta dureza superficial en comparación a la dureza de

la matriz orgánica, la que se desgastaba rápidamente y provocaba la pérdida de las partículas de relleno, por pérdida del sustrato orgánico <sup>(13-26)</sup>.

- **Resinas Compuestas de microrelleno:** Se desarrollaron debido a la dificultad de pulido que presentaban las anteriores. Este tipo de materiales posee un relleno de tamaño mucho más pequeño y uniforme, cuyo tamaño varía entre 0.04 y 0.05 $\mu\text{m}$ , con lo que 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 de las resinas compuestas de macrorelleno. Además presentaban un mayor coeficiente de variación dimensional térmica <sup>(13-26)</sup>.
- **Resinas Compuestas híbridas:** Frente a las deficiencias que presentaban los dos tipos de resinas compuestas anteriores, nacieron las resinas híbridas. Este sistema contiene dos tipos de relleno; macropartículas optimizadas cuyo tamaño oscilaba entre 1 a 8 $\mu\text{m}$ , y micropartículas de 0.04 a 0.05 $\mu\text{m}$ . Con esto se combinaban ambos tipos de relleno y se obtienen propiedades mecánicas y de pulido intermedios, lo que da por resultado una resina más resistente al desgaste y con un coeficiente de expansión térmica similar a los de macropartícula, con una reducida pérdida superficial de relleno y de buenas propiedades físicas, sin embargo, no presentaban la misma superficie pulida que las resinas de microrelleno <sup>(13-26)</sup>.

- **Resinas Compuestas microhíbridas:** Corresponden a una optimización de las anteriores, y presentan también dos tamaños de partículas, siendo las más grandes de hasta  $3\mu\text{m}$ , y las de menor tamaño entre los  $0.04$  y  $0.05\mu\text{m}$ , pero cuyo promedio del tamaño de las partículas oscila entre los  $0.4$  y  $0.9\mu\text{m}$ , dependiendo de la marca de la resina compuesta. Esto permite obtener buenas propiedades estéticas, dada su capacidad de pulido, estabilidad de color y buena resistencia al desgaste y fractura <sup>(13-26)</sup>.
- **Resinas Compuestas de nanorelleno:** Estos sistemas de resinas compuestas contienen partículas de relleno que van de  $0.020$  a  $0.075\mu\text{m}$ . Poseen una buena resistencia al desgaste gracias un tipo de relleno de estroncio vítreo que tienen. 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 agregarlas en mayor cantidad, lo cual disminuye el porcentaje de matriz orgánica y por lo tanto, la contracción de polimerización <sup>(26-27)</sup>.

Para lograr el endurecimiento del material, este debe polimerizar, para lo cual los monómeros deben ser activados mediante el aporte de energía que logre romper el doble enlace de sus grupos terminales.

La polimerización consiste en la reacción de transformación del monómero a polímero y en el caso de las resinas compuestas, es un tipo de reacción por adición mediante radicales libres, la que ocurre en cuatro etapas <sup>(28)</sup>:

**1.- Etapa de Activación:** La activación puede ser química o física, y entregará la energía inicial al proceso.

**2.- Etapa de Iniciación:** La molécula del iniciador, ya sea un peróxido o una dicetona, se energiza y activa, formando radicales libres, que presenta la energía extra al sistema. Esta energía es transmitida a las moléculas de monómero, permitiendo que se rompa el doble enlace del grupo terminal de los monómeros.

**3.- Etapa de Propagación:** Corresponde a la reacción en cadena hasta que se agota el monómero.

**4.- Etapa de Terminación:** Ocurre cuando dos moléculas de polímero se transfieren la energía, inactivándose mutuamente <sup>(28)</sup>.

La reacción de polimerización se acompaña siempre de dos fenómenos, la **exotermia**, que se produce debido a que el material pasa de un estado de mayor a otro de menor energía, donde la diferencia energética entre ambos se libera calóricamente. El segundo fenómeno asociado a la polimerización es la **contracción**, que es el resultado del acortamiento de la distancia entre las moléculas, ya que ellas deben aproximarse para poder reaccionar entre sí, disminuyendo así el volumen total de la masa <sup>(28)</sup>.

La contracción de polimerización es uno de los factores más importantes a tener en cuenta para el futuro comportamiento clínico de la restauración, ya que esta no puede ser evitada, pero sí disminuida o contrarrestada por la naturaleza, o composición del material, o bien por una técnica operatoria clínica adecuada <sup>(3-20)</sup>.

La adaptación marginal de las restauraciones de resinas compuestas es muy importante, pues la contracción de polimerización, según su grado, puede generar una brecha entre el diente y la restauración, lo que podría afectar la longevidad de la restauración, haciéndola fracasar. Se sabe que las resinas que contienen partículas de relleno se contraen en menor medida que aquellos que no poseen relleno, pues dicha contracción es proporcional a la cantidad de matriz orgánica. Además, las tensiones generadas por la contracción de polimerización, pueden superar la fuerza de adhesión de las resinas compuestas a la estructura dental, a pesar del grabado ácido del esmalte y el uso de adhesivos, lo que se traduce en filtraciones marginales, que hacen fracasar la restauración <sup>(14)</sup>.

Con el fin de limitar los efectos de la contracción de polimerización, se sugiere aplicar y polimerizar la resina por capas. Se puede reducir el estrés residual al interior de la masa a polimerizar si se guía la contracción de polimerización, se minimiza la masa de resina a polimerizar en la cavidad y se reduce la proporción de superficie de material adherido a las paredes cavitarias en relación a la superficie que queda libre <sup>(14)</sup>.

Existen múltiples factores que influyen en el éxito de las restauraciones de resinas compuestas. Estas no poseen adhesión específica a la pieza dentaria, es por esto que se han creado la técnica de grabado ácido y los adhesivos, que permiten la unión de este material a la pieza dentaria, dando paso a la odontología adhesiva, que sigue los principios generales de 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 los cuerpos manteniéndolos unidos cuando están en íntimo contacto <sup>(2)</sup>. Otros autores la definen como el mecanismo que une dos materiales en íntimo contacto a través de una interfase <sup>(19)</sup>. De acuerdo a esto, la adhesión se clasifica según los mecanismos que se utilicen para lograrla, en dos categorías: Adhesión de tipo Mecánica y adhesión de tipo Química.

#### **1.- Adhesión Mecánica**

Mecanismo de adhesión que se conoce como traba mecánica, se logra a través de los efectos geométricos y estructurales entre los substratos adherentes <sup>(30)</sup>. Las partes a unir 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, impidiendo la separación al quedar ambas partes trabadas <sup>(1)</sup>.

La adhesión mecánica se subdivide a su vez en dos clases según la magnitud del fenómeno que genera la retención, es decir, si las irregularidades de la superficie son o no visibles, teniendo así una **adhesión mecánica macroscópica o macromecánica**, o **adhesión mecánica microscópica o micromecánica**, en donde se produce la penetración de un adhesivo en pequeñas irregularidades, lo cual generara micro-trabazones si el adhesivo posee una adecuada fluidez para penetrar en ellas, por ej: las micro-irregularidades que se realizan con el grabado ácido en el esmalte, para la adhesión de las resinas compuestas a la pieza dentaria <sup>(1)</sup>.

- **Adhesión Macromecánica o Macroscópica:** Es aquella en la que las partes quedan trabadas en función de la morfología macroscópica de ellas <sup>(20)</sup>, ejemplo: la retención o anclaje de una restauración esta dada por medio de formas cavitarias específicas, tornillos, pernos, coronas e incrustaciones.
- **Adhesión Micromecánica o Microscópica:** Es la unión entre dos superficies a través de una trabazón entre las partes a unir en función de su morfología microscópica, o sea, que no es visible al ojo humano <sup>(20)</sup>. Este tipo de adhesión es considerado el mecanismo más importante de adhesión por el cual las resinas compuestas se unen tanto al esmalte como a la dentina, y esto ocurre cuando la resina compuesta se infiltra por las porosidades dejadas por el grabado ácido en la superficie del esmalte y dentina formando lo que se conoce como capa híbrida.

La retención mecánica, para cualquiera de sus tipos, se puede lograr por:

- **Efectos geométricos:** Están en relación a las formas que presentan las superficies, ejemplo: Poros, rugosidades, diseño cavitario, ya sean de tipo macroscópico o microscópico. Estas formas son las que producen la trabazón necesaria para mantener unidas las partes <sup>(20-31)</sup>.

- **Efectos Reológicos:** Están dados por los cambios volumétricos o dimensionales que experimentan los materiales al endurecer, produciendo tensiones que ayudan a generar la adhesión <sup>(20-31)</sup>.

## 2.- Adhesión Química

Es la generación submicroscópica de fuerzas que impiden la separación de las partes, y que se originan en la interacción de los componentes de su estructura, es decir, átomos o moléculas <sup>(12)</sup>.

En este tipo de adhesión existen:

- **Uniones químicas primarias o interatómicas:** Son aquellas que se dan entre átomos, siendo de tipo iónicas, covalentes o metálicas. Para que este tipo de unión ocurra, las partes a unir deben estar a una distancia de Angstrom ( $\text{\AA}$ ). Son uniones de alta energía y muchos la consideran como el verdadero mecanismo de adhesión <sup>(12-20)</sup>.



- **Uniones químicas secundarias:** Estas son uniones que se dan entre moléculas, pudiendo ser de tipo dipolos permanentes o fluctuantes. Son uniones relativamente débiles, como por ejemplo las Fuerzas de Van der Waals <sup>(12)</sup>.

### **Factores y principios que intervienen en la adhesión.**

#### **1.- Superficie de contacto:**

Los tejidos dentarios y las restauraciones poseen numerosas irregularidades en su superficie y aunque parezcan clínicamente lisas, están lejos de serlo a un nivel microscópico y atómico. Para obtener un máximo de adhesión, estos vacíos deben ser eliminados. El problema se reducirá si usamos un elemento fluido que ocupe las irregularidades de la superficie adherente y así permita compatibilizar las superficies de ambos sólidos y mantenga en posición a los materiales participantes de la unión <sup>(32)</sup>.

#### **2.- Adaptación**

Las superficies a unir deben corresponderse entre sí de la mejor manera posible, es decir, cuando entren en contacto, deben quedar una junto con la otra a la menor distancia posible, para favorecer la unión de tipo química. Sin embargo, tanto los tejidos dentarios como las restauraciones poseen superficies irregulares, y aunque parezcan lisas no lo son. De esta manera, al unirse entre sí quedarán espacios entre ambas superficies, es decir, no se podrán en un contacto tan íntimo como para generar adhesión química entre ellas. De allí que para lograr una adhesión óptima deben eliminarse estos vacíos

provocados por las irregularidades, y para ello usamos un elemento fluido que, al interponerse entre ellas, ocupe estas irregularidades reduciéndolas y eliminando de alguna forma el problema al lograr compatibilizar ambas superficies sólidas y así mantener en posición los materiales que participan en el proceso de unión <sup>(1-14)</sup>.

### **3.- Energía de superficie**

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

Para que exista adhesión, las superficies deben ser atraídas entre sí hacia su interfase. Tal condición debe existir independientemente del estado sólido, líquido o gaseoso, de las superficies <sup>(1-14)</sup>. En resumen a mayor energía de superficies, mayor capacidad de adhesión.

### **4.- Humectación**

Cuando dos superficies sólidas se ponen en contacto, a nivel microscópico quedan espacios entre ellas que impiden la total e íntima adaptación de las superficies, esta proximidad a nivel atómico es imprescindible para generar adhesión de tipo primaria. La forma de subsanarlo es interponiendo un líquido entre ambas partes, de modo que se introduzca por los espacios vacíos y permita, a través de él una unión con

ausencia de poros o espacios. Como condición se requiere que el líquido tome íntimo contacto y fluya fácilmente sobre la superficie, creando una capa delgada y continua; a esta capacidad de fluir y adaptarse íntimamente a la superficie se le denomina humectancia <sup>(1-14)</sup>.

### **5.- Ángulo de contacto**

Para que un líquido moje una superficie sólida, es necesario que este atraiga hacia sí mismo al líquido y a la vez que éste se deje atraer. La forma para determinar que este fenómeno se produzca adecuadamente es evaluando la magnitud del ángulo que se produce entre la gota del adhesivo líquido sobre la superficie del sólido, esto es llamado ángulo de contacto o de humectancia. Este ángulo se forma entre la tangente a la periferia de la gota que forma el líquido adhesivo y la superficie del sólido.

Mientras menor sea el ángulo que se forma, es mejor la humectancia y por consiguiente la capacidad de adhesión. Si las moléculas del adhesivo son atraídas por las moléculas del adherente con igual o mayor intensidad que entre ellas mismas, el líquido adhesivo se difunde completamente sobre la superficie del sólido y no se forma ningún ángulo <sup>(1-14)</sup>.

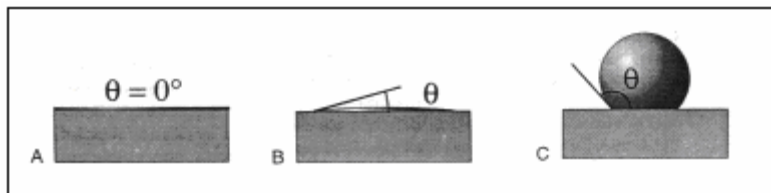


Figura N° 1: Ángulo de Humectancia

Esquema que representa los distintos ángulos de contacto de un líquido sobre una superficie. A, ángulo de contacto ( $\theta$ )  $0^\circ$ , cuando el líquido toca la superficie por completo y se distribuye libremente. B, ángulo de contacto pequeño. C, ángulo amplio formado por mala humectación <sup>(33)</sup>.

Desde el punto de vista estructural, cuando hablamos de odontología adhesiva, se hace referencia principalmente a esmalte y dentina, por ser los substratos adherentes que con mayor frecuencia se ven afectadas, ya sea por caries, fracturas, anomalías dentales, etc. <sup>(30)</sup>.

### **Requisitos para obtener una alta Adhesión**

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

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

### **Adhesión a tejidos dentarios.**

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

### **Esmalte**

Es un tejido que no puede regenerarse, es avascular y acelular, microporoso y anisótropico, y puesto que presenta gran mineralización tiene una gran dureza y al mismo tiempo gran fragilidad, además de estar en directa relación con el medio ambiente. Es de origen ectodermico y es sintetizado por ameloblastos secretores, que presentan cierta polarización lo que lleva a sintetizar en diferentes partes del esmalte, los prismas en diferentes direcciones, pero siempre conservando su estructura básica <sup>(34-35-36-37)</sup>.

El esmalte es un tejido que posee un 97% de mineral, un 0.3% de material orgánico y un 2.7% de agua, en cambio la dentina es un tejido consistente en 70% de mineral y un 20% de material orgánico principalmente colágeno y 10% agua <sup>(38-39)</sup>. La matriz orgánica del esmalte está compuesta principalmente de un componente de tipo proteico constituyendo un sistema de multiagregados polipeptídicos que no han sido determinados en forma definitiva. Dentro de esta matriz se han identificado una gran cantidad de proteínas <sup>(35)</sup>. Hay zonas donde las sustancia orgánica está más concentrada y se denominan calcoglobulinas, es de unos 0.5  $\mu\text{m}$  de diámetro, y las zonas donde existe una menor concentración de proteínas se denomina calcoferitos de 3 a 6 $\mu\text{m}$  de diámetro que se van alternando, y cuyo origen esta en base a la mineralización que ocurre en forma rítmica <sup>(36)</sup>.

La matriz inorgánica del esmalte está constituida por sales minerales de carbonato y de fosfato. Está representada en su mayor parte por cristales de hidroxiapatita que corresponde a la formula  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ . En el esmalte, a diferencia de lo que pasa en dentina o tejido óseo, no contiene fosfato cálcico amorfo. Además podemos identificar minerales de Calcio como carbonatos y sulfatos, y oligoelementos como Potasio, Magnesio, Hierro, Flúor, Manganeso, Cobre, etc. <sup>(35-39)</sup>.

El agua se localiza en la periferia de los cristales formando parte de la zona de hidratación o también llamada capa de agua absorbida, cuya cantidad es mínima y disminuye al avanzar la edad. Así por debajo y hacia el interior en el cristal se ubica una

capa de iones y compuestos absorbidos en las que el catión  $\text{Ca}^{2+}$  puede ser sustituido por  $\text{Na}^+$ ,  $\text{Mg}^{2+}$  y  $\text{H}_3\text{O}^+$  y el anión  $\text{OH}^-$  por  $\text{F}^-$ ,  $\text{Cl}^-$ , etc.<sup>(35-36)</sup>

Los cristales del esmalte son más voluminosos que los existentes en la dentina y en el tejido óseo, alcanzando una longitud de 100-1000nm, un ancho de 30-70nm y una altura de 10-40nm. La forma y el tamaño del cristal maduro varían con el grado de mineralización y la ubicación dentro del tejido adamantino.<sup>(35-39)</sup>

Dichos cristales son de naturaleza iónica, ya que la hidroxiapatita está compuesta de iones fosfato y calcio junto con grupos hidroxilos. Estas uniones iónicas denotan un sólido con alta energía superficial, lo que es considerado una situación favorable, ya que esto facilita la atracción de un líquido como el adhesivo de las resinas compuestas<sup>(20)</sup>.

Sin embargo, esta elevada energía superficial, se manifiesta sólo si el esmalte se encuentra perfectamente limpio, lo cual no ocurre, ya que éste en boca se encuentra contaminado con iones incorporados del medio bucal, y además está recubierto con una capa orgánica que rápidamente se deposita sobre el esmalte expuesto. Todo ello interfiere con la manifestación de la alta energía superficial que posee este tejido, por lo tanto, no es posible colocar un adhesivo de resina directamente sobre esta superficie y lograr un contacto íntimo entre ambos. El esmalte debe ser tratado con alguna técnica que permita limpiar su superficie y prepararlo para recibir una resina compuesta cuando éste sea el material restaurador seleccionado<sup>(20)</sup>.

### **Estructura e Histología del esmalte**

El esmalte posee una estructura básica correspondiente al cristal y una secundaria que son los prismas, originadas a partir de la anterior <sup>(35-36)</sup>.

En cuanto a la unidad básica del esmalte, los grupos de cristales formarán los primas y podemos identificar tanto un esmalte prismático que es la mayor parte de ese tejido dentario, y uno aprismático, principalmente ubicado en la periferia <sup>(35-36)</sup>.

El **esmalte prismático** es la capa subsuperficial del esmalte, los prismas son estructuras longitudinales de 4 $\mu$ m de espesor, que se dirigen en longitud desde la unión amelodentinaria a la superficie. Su diámetro varía entre los 4-10 $\mu$ m y se van haciendo más gruesos al acercarse a la superficie. Su número varía en relación al tamaño de la corona y va desde 5 hasta 12 millones. Su disposición varía según el tipo de corte realizado. Así en un corte longitudinal se observan como bandas delgadas irregulares, en un corte transversal se presentan como secciones hexagonales irregulares, ovoides o como en una forma que recuerda las escamas de pescado. Esto según un concepto clásico de la estructura del esmalte en donde además se describen a la sustancia interprismática, que corresponde a la estructura entre los prismas y que su grado de mineralización es igual o menor a los prismas, y a la vaina del esmalte. Un modelo más actual de la estructura del esmalte, guiado por los estudios de microscopía electrónica, identifica los prismas como bastones irregularmente paralelos a un corte longitudinal y en cortes transversales con una morfología en ojo de cerradura, lo que permite



identificar un cuerpo, zona más ancha  $5\mu\text{m}$  limitada por zonas cóncavas, y una cola cuya longitud es de  $9\mu\text{m}$  (Figura N° 2). Su disposición está muy estrechamente relacionadas entre sí, pues las colas están siempre unidas a los cuerpos de los otros prismas, este sistema de unión es lo que da mayor resistencia al esmalte, pues esta distribución permite una mejor distribución de las fuerzas y así mismo los prismas se disponen de tal manera que su cabeza esta dirigida al extremo incisal u oclusal del diente y la cola a la zona gingival <sup>(35-36)</sup>.

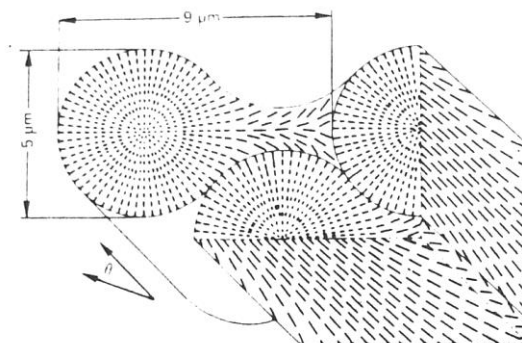


Figura N° 2: Representación de los cristales en los prismas, nótese la formación de ojo de cerradura (Cevc y colaboradores. 1980) <sup>(39)</sup>

La orientación de los prismas es bastante compleja, estos se dirigen desde la unión amelodentinaria a la superficie externa del diente, se organizan y disponen en hileras o planos circunferenciales alrededor del eje mayor del diente, entre las hileras existe un cambio en la orientación de unos cuantos grados <sup>(35)</sup>. Estos sufren una serie de desviaciones y entrecruzamientos constantes, que son muy pronunciados en el tercio

medio, formándose una zona de entrecruzamientos denominada esmalte nudoso. Cerca de la superficie libre, los prismas suelen cambiar bruscamente de dirección para ubicarse perpendicularmente a esta superficie <sup>(36)</sup>.

En los dientes permanentes las hileras de los primas de la zona cervical se desvían de la horizontal y se inclinan hacia apical. En la zona cuspídea las hileras presentan una orientación vertical o perpendicular. Además los prisma forman ángulos agudos de más o menos  $60^\circ$  hacia la profundidad de los surcos y fosas, los prismas de las cúspides forman ángulos de más o menos  $90^\circ$  con la superficie externa del esmalte y además crean ángulos de obtusos a oclusal de  $106^\circ$  cuándo terminan en la superficie correspondiente a el tercio gingival de las caras laterales de la pieza dentaria <sup>(35)</sup>.

El **esmalte aprismático** es la capa más superficial del esmalte, es carente de prismas, en donde los cristales se disponen en forma perpendicular a la superficie, se localiza en la zona más externa de la superficie con un grosor de  $30\mu\text{m}$  presentándose en todos los dientes temporales y en 70% de los dientes permanentes en donde se encuentran en mayor porcentaje en las zonas cervicales y en relación a las fosas y fisuras, pero ausentes en las cúspides. Estas zonas se relacionan con la ausencia o menor desarrollo de los procesos de Tomes de los Ameloblastos. Estas zonas son las responsables de que al realizar un grabado ácido no se formen las microretenciones necesarias para una adecuada técnica adhesiva, por lo que se debería de aumentar el tiempo de grabado o eliminar este esmalte periférico. Por últimos estas zonas también se

encuentran en la unión amelodentinaria dado la falta de desarrollo de los procesos de Tomes en la formación de esta zona <sup>(36)</sup>.

### **Adhesión a esmalte**

La adhesión a esmalte se relación con el **grabado ácido** de su superficie, que pretende cambiar una superficie suave y lisa a una irregular, la cual duplica su energía superficial. Así, una resina fluida de baja viscosidad puede humedecer esta superficie de alta energía y luego ser arrastrada dentro de las microporosidades creadas, por la condición de tracción capilar. Después de su polimerización *in situ*, estas extensiones de resina en las microporosidades, conocidos como “tags”, forman una fuerte trabazón micromecánica y reológica con el esmalte <sup>(40)</sup>.

En los primeros ensayos realizados por Buonocore <sup>(21)</sup>, en 1955, él propuso el uso de ácido sobre la superficie dentaria antes de la aplicación de una resina acrílica, para hacerla más receptiva a la adhesión <sup>(42)</sup>. Tras diversos estudios, logró desarrollar una técnica en que al esmalte dentario se le aplicaba un ácido fosfórico al 85% durante 30 segundos, el cual producía una disolución irregular de su superficie, siguiendo las zonas de menor mineralización de los prismas del esmalte, la que después se lavaba y secaba dejando un área microporosa que permitía una fuerte adhesión micromecánica de la resina acrílica al diente. Ésta es conocida actualmente como la “Técnica de Grabado Ácido del Esmalte”, la cual 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 <sup>(1-16-41)</sup>.

El ácido utilizado actualmente es el ácido ortofosfórico ( $\text{H}_3\text{PO}_4$ ), el cual es muy compatible con la composición del esmalte que es  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ , a diferencia de otros ácidos que son muy reactivos, por ejemplo, el ácido sulfúrico o clorhídrico, o poco reactivos como el ácido cítrico o láctico <sup>(1)</sup>. El ácido ortofosfórico al actuar sobre la hidroxiapatita, lo hace extrayendo Calcio, que pasa a formar parte de la solución <sup>(20)</sup>.

La concentración de 37.5% es la más utilizada en la actualidad, ya que se ha visto que concentraciones mayores logran una menor formación de microporos, así como una menor profundidad de grabado, y concentraciones menores del ácido, aumentan la velocidad de formación de éstos (efecto inverso) <sup>(1-41)</sup>.

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

El lavado del ácido utilizado previamente debe ser por un tiempo adecuado, por lo menos igual o bien superior al de su aplicación, y con una fuerza alta de aplicación 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 <sup>(1)</sup>. La presencia de restos de ácido y de sales de fosfato contaminará la superficie y fracasará la adhesión entre la resina compuesta y el esmalte. Una vez lavada la superficie, es necesario realizar un completo secado de ésta, ya que un mínimo de espesor de humedad impedirá el contacto real buscado <sup>(20)</sup>.

Este procedimiento efectuado con ácido ortofosfórico sobre la superficie adamantina, demostró aumentar la duración de la adhesión bajo las condiciones de humedad que posee el entorno bucal <sup>(33)</sup>.

Con la técnica de grabado ácido se logra obtener un esmalte con una superficie limpia, sin contaminantes, llena de poros o grietas de una profundidad aproximada de 10 a 70µm, de un aspecto opaco, con lo cual se permite <sup>(1)</sup>:

- Aumentar macroscópicamente 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.
- La formación de microcavidades retentivas en la superficie del esmalte.

La adhesión alcanzada es suficientemente eficaz en términos de resistencia adhesiva como para asegurar por completo el sellado marginal de la restauración y la integración material-pieza dentaria que se desea lograr <sup>(20)</sup>.

Este grabado ácido del esmalte está fundamentado principalmente en 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 más o menos hexagonal, que se extienden desde el límite amelodentinario hasta la superficie externa. Estas varillas están unidas lateralmente e íntimamente entre sí, y su aspecto global en la superficie es similar a un panal de abejas (Figura N° 3) <sup>(1-43)</sup>.



Figura N° 3: Prismas del Esmalte

Fotografía al Microscopio Electrónico de Barrido. Aspecto de los prismas del esmalte. Nótese la forma del prisma y su aspecto global <sup>(44)</sup>.

Ahora bien, 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 puede lograr distintos patrones de grabado, a saber <sup>(1-42-43)</sup>:

**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, quedando la periferia casi intacta (Figura N° 4) <sup>(1-42-43)</sup>.



Figura N° 4: Patrón de grabado ácido del esmalte Tipo I  
Fotografía al Microscopio Electrónico de Barrido. Patrón de grabado de esmalte Tipo I. Las flechas indican el centro del prisma que fue desmineralizado <sup>(44)</sup>.

**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 (Figura N° 5) <sup>(1-42-43)</sup>.



Figura N° 5 Patrón de grabado ácido del esmalte Tipo II  
Fotografía al Microscopio Electrónico de Barrido. Patrón de grabado de esmalte tipo II <sup>(44)</sup>.

**Tipo III:** Que está dado por una mezcla de los dos patrones anteriores, es decir, no presenta evidencias de ninguna estructura prismática (Figura N° 6) <sup>(1-42-43)</sup>.



Figura N° 6: Patrón de grabado ácido del esmalte Tipo III  
Fotografía al Microscopio Electrónico de Barrido. Patrón de grabado de esmalte tipo III <sup>(44)</sup>.

Aunque el patrón de grabado comúnmente observado corresponde al tipo I, los resultados de investigaciones anteriores, sugieren que no existe un patrón de grabado específico, producido por la acción de ácido sobre el esmalte <sup>(45)</sup>.

En cuanto a la disolución de los cristales de hidroxiapatita, son cuatro los aspectos principales de la estructura y de la organización del cristal de hidroxiapatita significativos: las impurezas, tamaño del cristal, defectos cristalinos y la velocidad de difusión de los iones que se disuelven por los espacios intercristalinos <sup>(39)</sup>.

La idea principal es que la resina sea absorbida por atracción capilar creando un puente y envolviendo a los cristales de hidroxiapatita, creándose 2 tipos de tags <sup>(46-47)</sup>:

- Macro tags: que llenan el espacio alrededor del prisma del esmalte.



- Micro tags: resultados de la infiltración y polimerización en el corazón de los prismas del esmalte. (Figura N° 7)

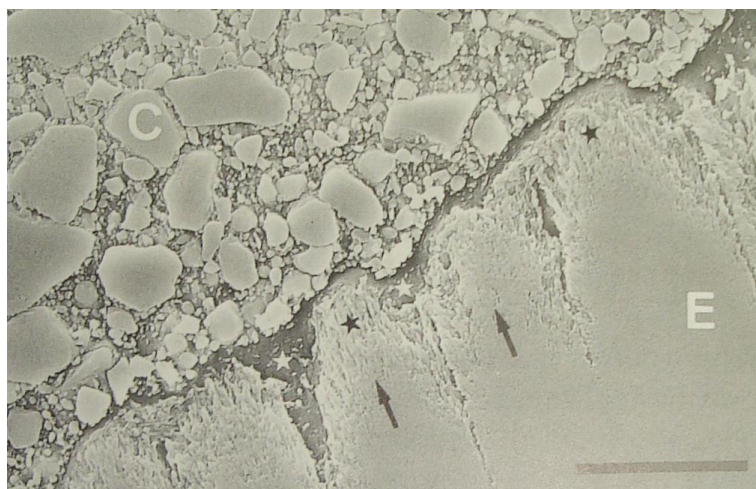


Figura N° 7: Microfotografía que muestra la interfase resina-esmalte, con un grabado previo con ácido ortofosfórico: (E) Los macrotags están representados por una estrella blanca, formados circularmente entre en la periferia de los prismas seccionados longitudinalmente (flecha negra), los microtags (estrellas negras) están formados en el corazón de los prismas (escala: 5 $\mu$ m), (C) Resina. <sup>(47-48)</sup>.

Los sistemas de adhesión para esmalte dependen principalmente de la formación de los tags resinosos que se crean en las irregularidades superficiales propinadas por el grabado ácido. Los microtags formados son los de mayor importancia puesto que son de mayor número y dan una mayor superficie de contacto. Ahora bien, aunque la longitud de los macro tags es de menor importancia, ya que, la fractura se produce a nivel del cuello de estos, presentan una longitud de 2 a 5 $\mu$ m. Así la fuerza de unión está limitada por el espesor de la capa de adhesivo y por la resistencia al cizallamiento de los tags formados <sup>(49)</sup>.

La dirección en que se encuentran los prismas, dejan diferentes patrones de grabado, que influiría de alguna manera sobre la adhesión <sup>(50)</sup>. Así se ha visto que cuando el estudio se realiza en forma paralela a la orientación de los prismas los valores son más altos que los obtenidos cuando éstos están en forma perpendicular, así en el estudio de Giannini y colaboradores 2004, arroja valores promedios de 42.2MPa cuando es paralelo y de 11.5MPa cuando es perpendicular <sup>(51)</sup>.

La fractura del sistema adhesivo en el esmalte, en protocolos experimentales que consideran la orientación de los prismas transversalmente al sistema adhesivo, muestran que ocurre preferentemente a lo largo de la débil sustancia interprismática, que al estar también en forma perpendicular a la carga, se propaga la tensión rápidamente sobre la superficie, causando la falla a una baja tensión, y cuando el prisma cambia su dirección, se observó una fractura oblicua del prisma, según Giannini colaboradores 2004 <sup>(51)</sup>. A diferencia de lo ocurrido cuando la adhesión es realizada de forma paralela a la orientación del prisma, donde fueron vistas estructuras semejantes a conos de forma irregular, generándose fracturas en varios planos de estas estructuras, pues la tensión se concentra en las unidades prismáticas y la fractura debe separar toda la estructura para generar la falla <sup>(51)</sup>.

En la actualidad para lograr una buena adhesión a las superficies dentarias, existe una gran variedad de sistemas adhesivos que poseen distintas características, pero que

persiguen un solo fin, lograr que todos los biomateriales utilizados se comporten como el sustrato que reemplazarán.

### Sistemas Adhesivos

Para que las resinas compuestas se adhieran de manera eficaz y duradera a la estructura dental, es fundamental el empleo de una resina de baja viscosidad o adhesivo, que sea capaz de penetrar en lo íntimo de la dentina y ahí polimerizar. Estos son los llamados sistemas adhesivos, que poseen varias clasificaciones, dentro de las cuales podemos mencionar <sup>(29)</sup>:

1.- Según número de componentes <sup>(29)</sup>:

- **Adhesivos de tres etapas:** Las etapas de grabado, acondicionamiento (agente imprimante) y de adhesión están separadas.
- **Adhesivos en dos etapas con grabado ácido previo:** El agente imprimante y el adhesivo están juntos.
- **Adhesivos en dos etapas con auto grabado:** Un agente imprimante ácido produce el grabado y la penetración de éste en un solo paso, y por separado está el adhesivo.
- **Adhesivos en un solo paso:** El agente imprimante, el adhesivo y la parte ácida que produce el grabado están juntos.

2.- Según acondicionamiento ácido <sup>(29)</sup>:

- Los que requieren grabado y acondicionamiento previo.
- Los que graban y acondicionan la superficie a la vez que penetra el monómero adhesivo.

3.- Según el grado de acidez del sistema que graba la superficie <sup>(29)</sup>:

- **pH alto** ( $\approx 2$ ): Los que presentan menor capacidad de grabado (Clearfil liner Bond 2V, Clearfil SE Bond).
- **pH intermedio**. (Adapter prompt L pop y Non-Rinse Conditioner).
- **pH bajo**: Que corresponden a los de última generación con un pH bajo (1) cercano al del ácido fosfórico (pH aprox. 0,6). (Xeno® III, Simplicity y Tyrian SPE).

4.- Según el solvente en que están <sup>(29)</sup>:

- **Adhesivos con solvente acuoso**. Ejemplo: Syntac Single Component (Vivadent). La dentina debe estar seca ya que se basan en la rehidratación de ésta y el exceso de agua dificulta la penetración y difusión de los monómeros en la dentina.
- **Adhesivos con solvente alcohólico**: Ejemplo: Single Bond (3M) que además contiene agua.
- **Adhesivos con solvente acetónico**: Ejemplo: Prime & Bond® NT (Dentsply).

5.- Según método de activación <sup>(29)</sup>:

- Fotoactivados.
- Activación química.
- Duales.

6.- Según orden de aparición o Generación

- **1ª Generación.**

Bowen, al principio de la década de los sesenta, propone el uso de un comonomero, que teóricamente podía unirse al Calcio de la dentina. Sin embargo, al contacto con el agua esta adhesión disminuía considerablemente, demostrando resultados clínicos muy pobres <sup>(2-52)</sup>.

- **2ª generación.**

Una segunda generación de adhesivos fueron desarrollados para el uso clínico a principios de la década de los ochenta. La mayoría de estos materiales eran ésteres halofosfóricos de resinas sin relleno, tales como el bisfenol A-glicidylmetacrilato (BISGMA) o el hidroxietil metacrilato (HEMA). Su mecanismo de unión a la dentina se basaba en la unión al Calcio, presente en el barro dentinario, por grupos fosfatos del adhesivo. Por lo tanto, estos adhesivos modifican el barro dentinario. Sin embargo, este sistema adhesivo presentaba una fuerza de adhesión bastante débil, que no contrarrestaba la fuerza producida por la contracción de polimerización, produciéndose la filtración marginal de las restauraciones <sup>(52-53-54)</sup>.

- **3ª generación.**

Una tercera generación de adhesivos fueron introducidos en Estados Unidos al final de la década de los ochenta. Este nuevo sistema adhesivo, se basaba principalmente en la remoción parcial o modificación del barro dentinario, que permitía la penetración de la resina adhesiva a la dentina subyacente. Clínicamente estos adhesivos mejoraron la retención y la integridad marginal, en comparación con los anteriores. Sus resultados clínicos aún no fueron los óptimos, pero en comparación con sus predecesores, estos últimos disminuyeron la filtración marginal, pero no la eliminaron <sup>(52-53)</sup>.

- **4ª Generación.**

Este sistema adhesivo aparece a principios de la década de los noventa, son llamados “tres-pasos” o también sistemas adhesivos con grabado ácido total. Su mecanismo de acción consta de tres pasos, acondicionamiento, aplicación de un agente imprimante y por último el adhesivo. El acondicionamiento de la dentina se basa en la técnica de grabado ácido total propuesta por Fusayama en el año 1979, que consiste en el grabado ácido simultáneo de la dentina y el esmalte, desmineralizando el componente inorgánico, exponiendo las fibras de colágeno. La malla de colágeno desmineralizada será tratada con un agente imprimante, que consiste en una resina de tipo hidrofílica, que actúa como un agente de enlace entre la resina adhesiva, que es hidrofóbica, y la dentina húmeda, que es hidrofílica, que constituirán la “capa híbrida” una vez polimerizada. El agente imprimante es capaz de penetrar la dentina húmeda, para luego unirse a través de

enlaces químicos a la resina adhesiva. Finalizada la aplicación del adhesivo, éste es polimerizado, para terminar con la colocación de la resina compuesta restauradora <sup>(52-53-54)</sup>.

- **5ª Generación.**

Esta nueva generación fue desarrollada para simplificar los tres pasos del sistema adhesivo anterior. El método más común de simplificación es la combinación del agente imprimante y el adhesivo de resina en una botella, por esto fueron llamados “monobotella”, que también corresponden a sistemas adhesivos con grabado ácido total. Se basa en el mismo procedimiento que la generación anterior, ahorrándose un paso. Se realiza el grabado ácido total y luego la aplicación del adhesivo que en su interior contiene el agente imprimante. Finalmente se polimeriza y se procede a realizar la restauración de resina compuesta. Este sistema adhesivo al igual que el anterior ha demostrado un buen comportamiento en cuanto a fuerza adhesiva y sellado marginal. Al igual que en los sistemas adhesivos de cuarta generación, se reportaron reacciones de sensibilidad postoperatoria, asociadas al grabado ácido, que remueve el barro dentinario y aumenta la permeabilidad de los túbulos. Muchos de estos adhesivos se encuentran actualmente disponibles, incluyendo Prime & Bond® NT (Dentsply), Single Bond (3M), Optibond Solo (Kerr) y One-Step (Bisco) <sup>(52-53)</sup>.

- **6ª Generación.**

En la actualidad el desarrollo de los adhesivos dentinarios está orientado a simplificar los pasos operatorios, disminuyendo etapas en la técnica, y a solucionar problemas como la sensibilidad post-operatoria de los sistemas adhesivos con grabado ácido total (cuarta y quinta generación de adhesivos dentinarios). Fue así como aparecieron los sistemas autograbantes, que no requieren un grabado ácido previo a su aplicación, encontrándose los **Agentes Imprimantes autograbantes** (dos pasos) y los **Adhesivos autograbantes** (materiales todo en uno) <sup>(52-55)</sup>.

**Los Agentes Imprimantes Autograbantes**, consisten en dos botellas. La primera combina el grabado ácido y la aplicación del agente imprimante y la segunda contiene el adhesivo de resina. Este material puede grabar e *imprimir* (acción del agente imprimante) el esmalte y la dentina simultáneamente, es decir, desmineraliza el componente inorgánico de la dentina infiltrando con el agente las fibras de colágeno expuestas, con un segundo paso operatorio que es la aplicación del adhesivo. En esta categoría se encuentra Clearfil SE Bond <sup>(52-56-57-58-59)</sup>.

**Los Adhesivos Autograbantes**, al igual que los agentes imprimantes autograbantes corresponden a dos botellas, la primera que contiene el ácido y el agente imprimante y la segunda que contiene el adhesivo. La diferencia radica en que en los adhesivos autograbantes se mezclan ambos componentes, para ser aplicados en un sólo paso clínico, a diferencia de los agentes imprimantes autograbantes en que ambos



componentes deben ser aplicados por separado, en dos pasos operatorios. En teoría los adhesivos autograbantes, desmineralizan el componente inorgánico de la dentina y del esmalte, promoviendo la difusión de monómeros de resina adhesiva dentro de la malla de colágeno desmineralizada. En esta categoría encontramos Xeno® III (Dentsply), Adper Prompt L-Pop y Adper Prompt (3M ESPE) <sup>(57-58)</sup>.

7.- Según la manera como tratan la superficie dentaria, ocupando las siguientes técnicas:

- **Técnica de grabado ácido o “grabado y lavado”.**

Las técnicas adhesivas con el uso de grabado ácido son las más ocupadas en nuestro medio actualmente, y eliminan toda capa de sustrato dentario libre (barro dentinario). Básicamente se trata de aplicar primero un ácido sobre la superficie dentaria (dentina y esmalte) por 15 a 20 segundos, con lo que se logra eliminar el barro dentinario <sup>(100)</sup>. Además remueve el contenido mineral del esmalte, eliminando la capa de esmalte aprismático y logrando una profundidad mayor a todos los otros sistemas adhesivos, dejando expuestos los prismas <sup>(73)</sup>. Luego de lavar este ácido por aproximadamente 30 segundos, los espacios que quedan a nivel interprismático. Después de esto, dejando esmalte seco, se aplica el agente imprimante, el cual penetra infiltrándose por estos espacios. Luego se aplica el adhesivo resinoso de características hidrofóbicas que se ubica donde pudo infiltrarse el agente anteriormente, esto es gracias al HEMA contenido en él. La aplicación del agente imprimante y el adhesivo puede ser en dos o un solo paso clínico dependiendo del adhesivo empleado. Una vez que el

agente imprimante y el adhesivo han infiltrado el esmalte desmineralizado, se polimeriza por acción lumínica y se forma la llamada “capa híbrida” <sup>(91)</sup>. Luego de solubilizar los cristales y extraer este contenido mineral de la capa superficial del esmalte, es posible reemplazarlos con un polímero de resina para formar una nueva *restauración de resina terapéutica* de una matriz resinosa <sup>(101)</sup>. Un ejemplo de este tipo es Prime & Bond® NT (Dentsply).

#### - **Técnica de autograbado**

La técnica adhesiva usando el autograbado se diferencia del anterior porque usa el sustrato producido por la desmineralización para la adhesión. Estos autograbantes son aplicados sobre la superficie dentaria por un período de tiempo determinado. Así se desmineraliza o graba la superficie por el pH ácido del material, luego, sin lavado con agua, el agente imprimante contenido en el mismo líquido va infiltrándose simultáneamente va ocurriendo el proceso de desmineralización. Finalmente, una capa de adhesivo de resina contenido también en el mismo líquido se autoaplica a la superficie dentaria. Así, todo el proceso de adhesión ocurre en un solo paso. Con estos sistemas, el objetivo es incorporar el sustrato dentario libre producto de la desmineralización a la capa híbrida y simplificar la aplicación de los componentes <sup>(91)</sup>. Por esta razón, en el caso de los adhesivos autograbantes se habla más de una “capa de integración” que de una “capa híbrida”, porque integra el sustrato libre a la unión resina <sup>(91)</sup>.

El mayor efecto acondicionador de los autograbantes se basa en la mayor acidez de los monómeros acídicos resinosos que lo componen. Aunque actualmente los autograbantes han sido mejorados notablemente al aumentar la cantidad y acidez de estos monómeros, <sup>(102)</sup> todavía está el peligro que estos puedan sufrir un efecto buffer por el contenido mineral de capas de barro dentinario de gran grosor <sup>(103)</sup>. Este hecho puede resultar en la disminución del potencial de desmineralización y formación de la capa híbrida por no poder llegar a la dentina subsuperficial. Esto sucede con las versiones menos agresivas de autograbantes y en presencia de barro dentinario de gran espesor <sup>(104)</sup>.

Actualmente las investigaciones se encuentran centradas en el conocimiento del mecanismo de adhesión y de la efectividad clínica de los sistemas adhesivos autograbantes, en comparación con los sistemas adhesivos con grabado ácido. El ahorro de tiempo clínico y la simplificación de la técnica que presentan los adhesivos autograbantes con respecto a los adhesivos con grabado ácido, ha permitido que los primeros tengan una alta aceptación por parte de la comunidad odontológica, pero es necesario un conocimiento acabado de su mecanismo de adhesión, que asegure un comportamiento clínico tan exitoso como lo han tenido los adhesivos con grabado ácido total <sup>(60)</sup>.

Debemos considerar que en los sistema donde se encuentra el agente imprimante y el adhesivo en una misma botella, los monómeros están incluidos en un solvente

volátil lo que lleva a aumentar la capacidad de difusión y por ende mejorar la adhesión, incluso sobre un sustrato húmedo <sup>(61)</sup>, aunque existen estudios en los que no se ha detectado diferencias entre una técnica de adhesión sobre una superficie seca respecto a una técnica húmeda cuando un sistema adhesivo en base acuosa es ocupado, <sup>(62)</sup> ya que un secado posterior al grabado permite una buena adhesión cuando un adhesivo a base de agua/etanol son ocupados <sup>(63)</sup>.

Se observó la formación de la capa sobre el esmalte al ser este tratado con un sistema de grabado tradicional y se comparó a la misma capa resultante de los sistemas de autograbado, así se vio que con los primeros se formaba una capa de tags más gruesa en comparación a los obtenidos respecto a los segundos. Así mismo, que el tratamiento con ácido ortofosfórico es suficiente para descalcificar el prisma del esmalte, tanto para hidroxiapatita (pH 5.5) y fluorapatita (pH 4.5) en un tiempo de aplicación determinado. En el caso de los sistemas de autograbado parece ser que es muy poco tiempo para un correcto grabado. Estos descalcifican selectivamente las regiones interprismáticas dado la baja acidez, pero así mismo los tags formados presentan una réplica de la estructura del esmalte descalcificado más limpia <sup>(64)</sup>.

En los sistemas de autograbado a pesar de presentar una menor desmineralización, proveen una buena infiltración y difusión del adhesivo, lo que es un factor de gran importancia en la producción de adhesión a nivel del esmalte. Teniendo en cuenta que no se produce una remoción total de la capa aprismática, pues no hay un

proceso de lavado, lleva a pensar en la obtención de una mejor adhesión en esmalte profundo que en las capas más superficiales. Lo que representa un punto muy discutido, ya que, mientras algunos investigadores consideran satisfactorio su uso en dentina, otros no lo encuentran en su uso en esmalte integro <sup>(38-58-65)</sup>. Una posible solución sería utilizar ácido ortofosfórico entre 30% al 37% antes de emplear el sistema de autograbado, o utilizar adhesivos de autograbado con un pH menor a uno, los que deberían ser más eficientes en esmalte integro.

Otros estudios indican que los tags interprismáticos de resina que se observan cuando es ocupado un grabado con ácido ortofosfórico de 32 a 37% sobre el esmalte, no se observan cuando se ocupa un sistema de autograbado. Aparentemente, la infiltración entre los cristales de esmalte crea tags de resina nanométricos que pueden contribuir al aumento de la resistencia de la adhesión aún en la ausencia de tags de resina interprismática. <sup>(66-67)</sup>.

Ahora también debemos considerar factores como la existencia de zonas de inhibición producidas por oxígeno (que altera la estructura química de los materiales que actúan en este proceso de adhesión), problemas con la completa polimerización de los monómeros utilizados al acondicionar y en el adhesivo, problemas respecto a la naturaleza de activación entre el adhesivo y la resina restaurativa <sup>(68-69)</sup>.

En este estudio utilizamos dos sistemas adhesivos distintos, uno de ellos es el sistema adhesivo de “grabado y lavado” Prime & Bond® NT (Dentsply). El otro sistema adhesivo es Xeno® III (Dentsply) que es autograbante.

### **Características del Sistema Adhesivo Convencional Prime & Bond NT**

El sistema adhesivo Prime & Bond® NT (Dentsply), es un adhesivo de “grabado y lavado”<sup>(70)</sup>.

#### **Composición:**

##### **Adhesivo Prime & Bond® NT™**

Resinas de Di y Trimetacrilato, PENTA (monofosfato pentaacrilato de dipentaeritritol)  
Fotoiniciadores, Estabilizadores, nano relleno – dióxido de silicón amorfo Fluorhidrato de cetilamina, Acetona.

##### **Activador de autocurado**

Sulfinato de sodio aromático (iniciador del autocurado). Acetona, Etanol.

##### **Base de adhesión para amalgamas y catalizador de adhesión para amalgamas**

Resinas de dimetacrilato, Iniciadores, Estabilizadores.

#### **Instrucciones de Uso:**

1.- Aplicación del ácido acondicionador dental.

Cuidadosamente dispensar el gel acondicionador dental (34 – 37% ácido fosfórico) a la superficie de la cavidad empezando por los márgenes del esmalte.

Para mejores resultados, acondicionar el esmalte durante 15 segundos como mínimo y la dentina durante 15 segundos o menos.

2.- Dispense el adhesivo Prime & Bond® NT™ directamente sobre el cepillo desechable limpio que se adjunta, asegurándose de que el envase no entre en contacto directo con el cepillo, o ponga 2 ó 3 gotas del adhesivo Prime & Bond® NT™ en un recipiente limpio. Tape el envase rápidamente. Utilizando el cepillo desechable suministrado, aplicar inmediatamente una gran cantidad del adhesivo Prime & Bond® NT™ para empapar las superficies del diente. Estas superficies deben permanecer totalmente empapadas durante 20 segundos y puede ser necesario realizar aplicaciones adicionales del adhesivo Prime & Bond® NT™. Quitar el exceso de disolvente secando suavemente con el aire seco y limpio de una jeringuilla dental durante al menos 5 segundos. La superficie debe tener una apariencia brillante y uniforme. Si no es así, repita la aplicación y vuelva a secar con aire. Polimerizar durante 10 segundos utilizando una luz de curado

**Indicaciones:**

1. Restauraciones directas con resinas compuestas y compómeros.
2. Carillas.
3. Reparaciones en resinas compuestas, cerámica y amalgama.
4. Barniz de la cavidad para ser utilizado con amalgamas frescas.
5. Restauraciones indirectas; inlays, onlays, coronas y retenedores de puentes.
6. Cementación de pernos endodónticos.

7. Adhesión de restauraciones directas de amalgamas.

**Contraindicaciones:**

El Sistema Adhesivo Dental Universal de Doble Curado y Nanotecnología Prime & Bond® NT™ está contraindicado en pacientes que tengan antecedentes de reacciones alérgicas graves a las resinas de metacrilato y para la aplicación directa sobre el tejido de la pulpa dentaria.

**Características del Sistema Adhesivo Autograbante Xeno® III**

El sistema adhesivo de autograbado **Xeno® III**, es un adhesivo auto-grabante y ofrece de forma integrada, un pre-tratamiento/grabado de esmalte y dentina <sup>(71)</sup>.

Se presenta en 2 botellas que se mezclan al momento de la aplicación.

**Composición:**

- **Líquido A:**

2-hidroxi-etil metacrilato (HEMA), Agua purificada, Etanol, Butil-hidroxi-tolueno (BHT), Dióxido de silicio poco concentrado.

- **Líquido B:**

Resina de polimetacrilato modificada con ácido fosfórico, Resina de metacrilato modificada con fosfaceno de monofluoruro, Resina de dimetacrilato de uretano, Butil-hidroxi-tolueno (BHT), Canforquinona, Etil-4-dimetil aminobenzoato.



Con agua/etanol como solvente, **Xeno® III**, contiene dos promotores de adhesión:

- PEM-F, un "buscador" de iones calcio liberador de flúor, que aumenta la eficacia de grabado.
- Pyro-EMA (Figura N° 8), que forma grupos de ácido fosfórico tras su hidrólisis.

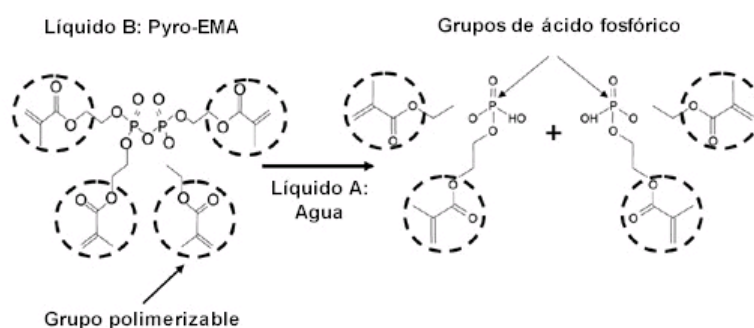


Figura N° 8: Pyro-EMA, y su hidrólisis que forma ácidos.

### Instrucciones de Uso:

- 1.- Dispensar una gota de cada frasco en el vaso dappen
- 2.- Mezclar los líquidos A y B con una punta aplicadora
- 3.- Aplicar XENO III generosamente para mojar todas las superficies de la cavidad.
- 4.- Dejar actuar durante 20 seg. Airear uniformemente el adhesivo usando un chorro suave durante al menos 2 segundos, hasta que desaparezca el líquido del adhesivo.  
(Evitar el uso de presión de aire fuerte que puede provocar una capa adhesiva fina)
- 5.- Foto-polimerizar durante 10 segundos.

**Indicaciones:**

Adhesivo dental de auto-abrasión de un solo paso, para materiales de restauraciones de resinas compuestas directas y fotocuradas.

**Contraindicaciones:**

- 1.- Está contraindicado para su uso con pacientes que tengan un historial de reacciones alérgicas agudas a las resinas de metacrilato o a cualquiera de los otros componentes.
- 2.- Está contraindicado para su uso en el recubrimiento pulpar directo o indirecto.
- 3.- Está contraindicado para su uso con materiales de auto-curado o duales sin fotocurado.

Los sistemas adhesivos de autograbado, en teoría, se presentan con numerosas ventajas en comparación con los sistemas adhesivos convencionales o de “grabado y lavado”. Sin embargo, debido a los resultados contradictorios que presentan las distintas investigaciones al respecto, entre sí, es necesario realizar un estudio, sobre cuales son sus reales efectos sobre la superficie dentaria en comparación con sus predecesores. Por ello, este estudio pretende analizar comparativamente un adhesivo autograbante con un adhesivo con grabado ácido (convencional), mediante la observación al microscopio electrónico de barrido, para analizar comparativamente la morfología obtenida. Secundariamente se analizará la resistencia adhesiva (al cizallamiento) de cada sistema en esmalte de piezas dentarias adultas.

## **Hipótesis**

Existen diferencias significativas en el efecto sobre la morfología del esmalte de piezas dentarias adultas y en la resistencia adhesiva de restauraciones de resinas compuestas con un sistema de adhesión convencional y un sistema de adhesión de autograbado.

## **Objetivo General**

Determinar si existen diferencias significativas en el efecto sobre la morfología del esmalte de piezas dentarias adultas y en la resistencia adhesiva de restauraciones de resinas compuesta con un sistema de adhesión convencional y un sistema de adhesión de autograbado.

## **Objetivos Específicos**

1. Determinar la resistencia al cizallamiento del sistema convencional aplicado sobre esmalte de piezas dentarias adultas.
2. Determinar la resistencia al cizallamiento del sistema adhesivo de autograbado aplicado sobre esmalte de piezas dentarias adultas.
3. Analizar comparativamente las resistencias obtenidas.
4. Analizar comparativamente al MEB, la morfología obtenida en el esmalte al ser tratado con ácido ortofosfórico al 37%.
5. Analizar comparativamente al MEB, la morfología obtenida en el esmalte al ser tratado con un sistema adhesivo de autograbado.
6. Correlacionar los resultados obtenidos de la resistencia al cizallamiento con los patrones de grabado observados en el Microscopio Electrónico de Barrido.

## **Materiales y Métodos**

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

Se confeccionarán 33 cuerpos de pruebas, conformados por superficies de esmalte, divididos en 2 grupos de 15 cuerpos y 1 grupo de 3 cuerpos para análisis al Microscopio Electrónico de Barrido. A un grupo de 15 cuerpos de pruebas se les aplicó el adhesivo Prime & Bond® NT (Dentsply), a otro grupo de 15 cuerpos de pruebas se les aplicó el adhesivo Xeno® III (Dentsply) siguiendo las indicaciones del fabricante. La metodología que utilizó fue la siguiente:

1. Se recolectaron 33 dientes humanos libres de caries, terceros molares erupcionados, recientemente extraídos.
2. Se realizó una limpieza manual con curetas Gracey Hu-Friedy 5-6 para remover el ligamento periodontal y limpieza con piedra pómez y una escobilla para ser guardados en una solución de suero fisiológico isotónico con formalina al 2% a temperatura ambiente para evitar su deshidratación y conservarlos hasta el momento de realizar el experimento.

3. Los cuerpos de prueba fueron rotulados y colocados en frascos separados con la solución de suero fisiológico y formalina y se clasificó en grupos:
  - Grupo A de 15 cuerpos Prime & Bond® NT.
  - Grupo B de 15 cuerpos Xenio® III.
4. Se regularizó el esmalte de una cara libre dejando una superficie lisa y plana para realizar la medición con la máquina de ensayos universal.



5. Al grupo A se le realizó la técnica de grabado ácido del esmalte, con ácido ortofosfórico al 37% en gel (Dentsply) aplicado sobre la superficie durante 20 segundos, luego es lavado con agua por 40 segundos, secado con aire suave por 5 segundos, y se aplicó el adhesivo siguiendo las indicaciones del fabricante. Se aplicó una capa del adhesivo con minibrush por 10 segundos, se sopla suavemente para adelgazar la capa por 5 segundos y se fotopolimerizó por 20 segundos con una lámpara de fotocurado 3M XL 3000.



6. En el grupo B se siguieron las indicaciones del fabricante. Se dispensó una gota de cada frasco. Se mezclaron los líquidos A y B con una punta aplicadora y aplicaron sobre la superficie dentaria generosamente frotándolo bien. Se deja actuar por 20 segundos. Airear uniformemente el adhesivo usando un chorro suave durante al menos 2 segundos, hasta que desaparezca el líquido del adhesivo (evitar el uso de presión de aire fuerte que puede provocar una capa adhesiva fina). Fotopolimerizó durante 20 segundos.



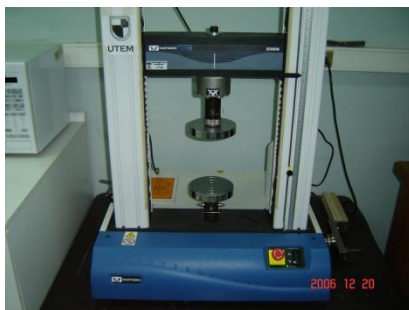
7. En seguida se adhirieron a las superficies tratadas con adhesivos, cilindros de resina compuesta TPH<sup>3</sup> Restaurador Nano-híbrido (Dentsply) de 6mm de diámetro por 4mm de alto usando un conformador metálico calibrado con perforaciones estándar previamente aislado con silicona, la confección de estos cilindros se realizó mediante la técnica incremental de 3 capas.



8. Luego en la cara libre contraria se realizó un grabado ácido y se aplicó un manguito de resina Glassier SDI según las instrucciones del fabricante. Este manguito tiene una longitud de 5 mm y de diámetro según la probeta.
9. Sobre la resina Glassier se confeccionaron manguitos de acrílico de autocurado Marche rosado de 1.5cm de diámetro por 2cm de largo con el objeto de poder ser fijados en la máquina de ensayos universal.



10. Los cuerpos de prueba quedaron confeccionados por un lado con una resina compuesta adherida al diente con cada adhesivo en estudio, y por el otro lado, un manguito de acrílico que será ubicado en la máquina de ensayos universal INSTRON Tectis 3369 ubicada en el Laboratorio de Envases PROTEN perteneciente a la Vicerectoría de Transferencia Tecnológica de La Universidad Tecnológica Metropolitana.





11. Estos cuerpos de pruebas fueron mantenidos en una estufa Heraeus de control de humedad ambiental a 37° C y a 100% de humedad relativa.



12. Los cuerpos de prueba fueron testeados bajo fuerzas de cizallamiento aplicando una carga de 200kg y una velocidad de 0.2cm/min.



13. Los resultados de las pruebas se expresaron en MPa y fueron sometidos a un análisis estadístico descriptivo y comparativo Student T-test.

14. Para el análisis en el Microscopio Electrónico de Barrido fueron necesarios 3 cuerpos de pruebas:

- Cuerpo 1, esmalte sano sin grabar.
- Cuerpo 2, esmalte grabado por ácido ortofosfórico al 37% sin aplicación de adhesivo.

- Cuerpo 3, esmalte grabado con el sistema adhesivo Xenon® III y lavado después de los 20 segundos.

15. Estos cuerpos de pruebas fueron observados en el Microscopio Electrónico de Barrido a distintos aumentos, para evaluar el efecto logrado sobre la superficie adamantina.

### **Microscopio Electrónico de Barrido (MEB):**

El MEB realiza observaciones tridimensionales de muestras biológicas tanto duras como blandas, animales o vegetales. El MEB funciona mediante la emisión de un haz de electrones muy fino, que recorre y explora toda la superficie del preparado y bombardeando de estos electrones la superficie de la muestra, generando una segunda emisión de electrones secundarios que son captados y proyectados sobre la pantalla, obteniéndose una imagen tridimensional <sup>(72)</sup>.

Las muestras deben ser sometidas a los siguientes procedimientos previos a la observación en el MEB <sup>(72)</sup>:

1. **Secado:** Las muestras fueron colocadas en una capsula de petri sobre papel filtro, en una estufa a 37°C durante 3 días a calor seco para eliminar toda la humedad. La muestra debe estar completamente seca para lograr un correcto vacío en el microscopio, que permite el paso de los electrones dentro de éste sin interferencias.

2. **Metalizado:** El metalizado es el recubrimiento de las muestras con una delgada capa de oro paladio, para protegerlas y hacerlas conductoras, lo que evita que el haz de electrones que incide sobre su superficie se desvíe, alterando la formación de la imagen.

Las 3 muestras fueron fotografiadas en un MEB Zeiss, modelo DMS 940, que posee un poder de magnificación de X 20.000. Este microscopio se encuentra en el laboratorio de Microscopía Electrónica CESAT-ICBM, de la Facultad de Medicina de la Universidad de Chile. La toma de la fotografía se realiza con una cámara analógica de 35mm, T-Max de Kodak, la cual al momento del revelado permite una amplia gama de grises.



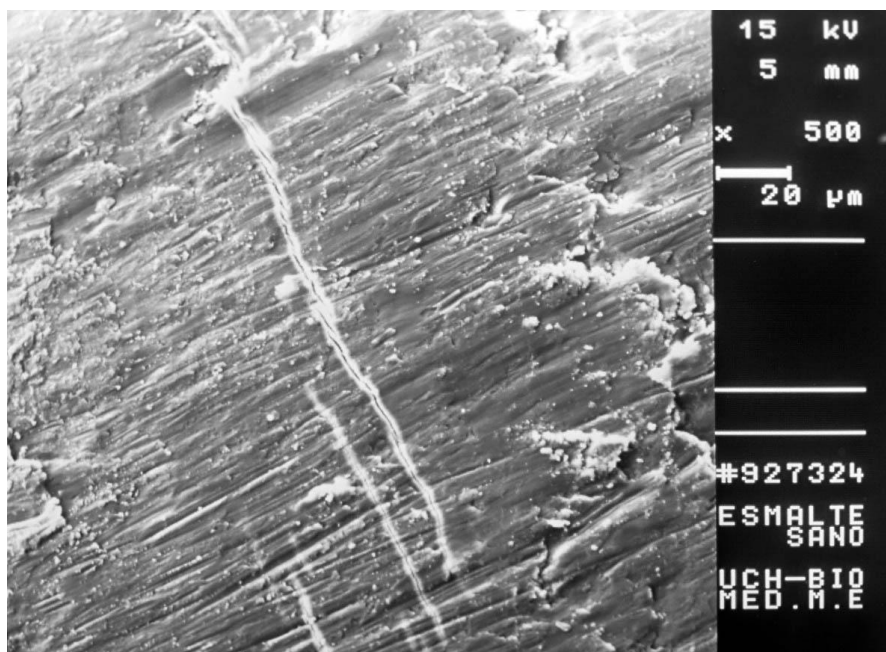
## Resultados

### **1.- Observación al Microscopio Electrónico de Barrido**

Al observar al MEB a distintos aumentos las muestras de esmalte sano, esmalte tratado con grabado ácido ortofosfórico al 37%, y esmalte tratado con el sistema adhesivo autograbante Xeno® III revelaron los siguientes resultados:

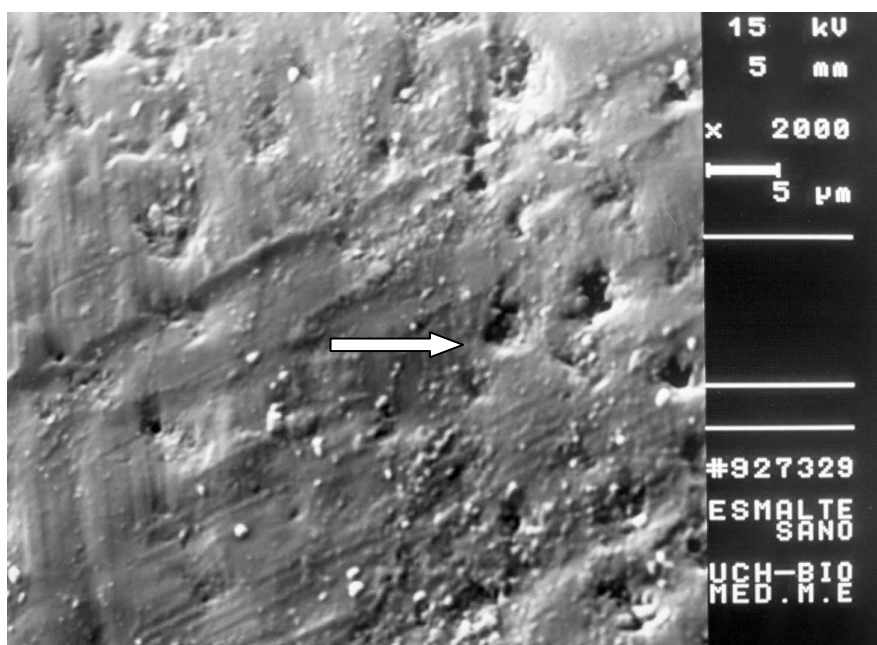
A la vista panorámica de la superficie vestibular de esmalte en la fotografía N°1, se observa una superficie irregular correspondiente al esmalte aprismático fresado.

#### **Fotografía MEB N° 1: Vista de superficie vestibular esmalte sano a 500X**



A mayor aumento, se observa una pérdida del esmalte aprismático y se pueden distinguir los prismas de la capa subyacente. Además hay restos del fresado en la superficie que no fueron removidos con el lavado.

**Fotografía MEB N° 2: Vista de superficie vestibular esmalte sano a 2000X**

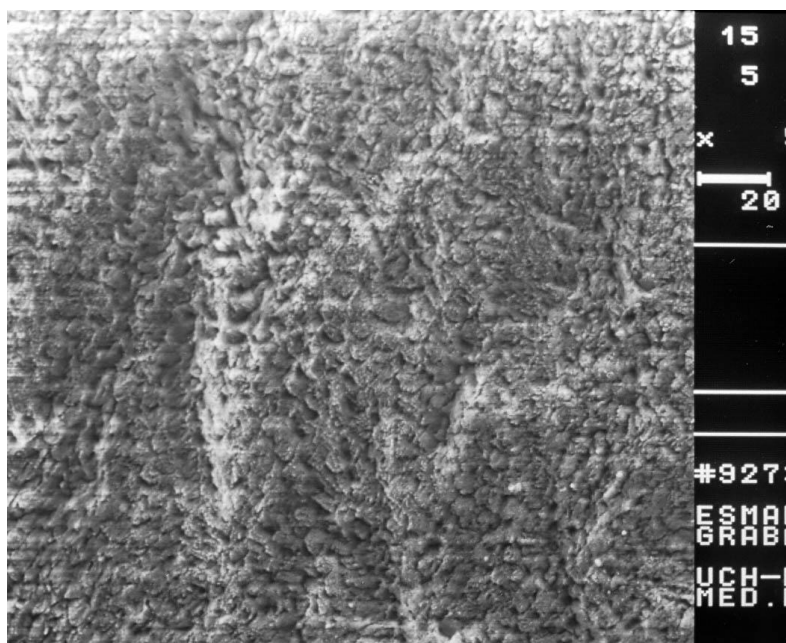


Al observar la superficie adamantina tratada con ácido ortofosfórico al 37%, se aprecia una vista general del patrón de grabado obtenido (Fotografía N° 3), también hay distintos grados de desmineralización que genera superficie irregular y con microretenciones (Fotografía N° 4).

**Fotografía MEB N° 3: Vista de superficie vestibular esmalte grabado con ácido ortofosfórico al 37% a 200X**

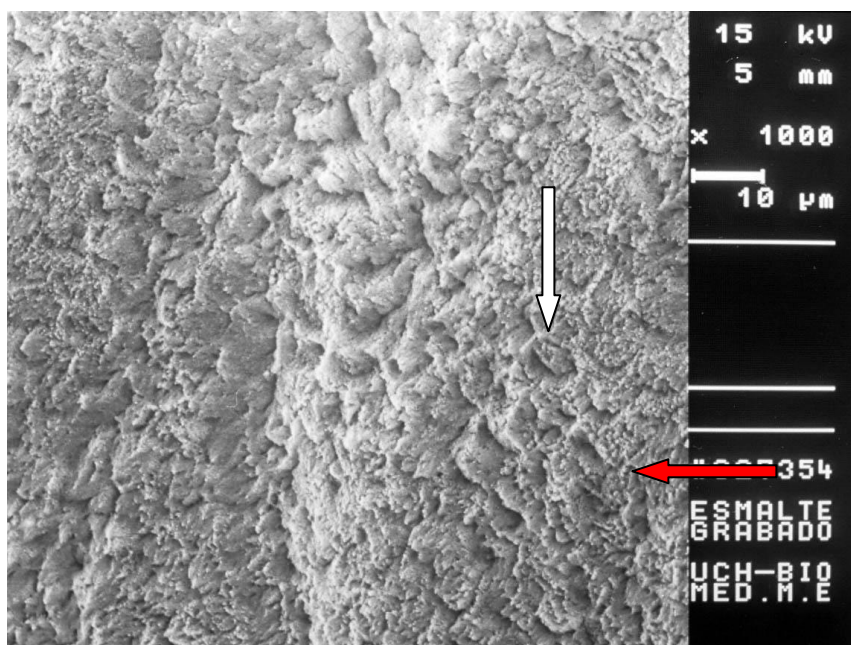


**Fotografía MEB N° 4: Vista de superficie vestibular esmalte grabado con ácido ortofosfórico al 37% a 500X**



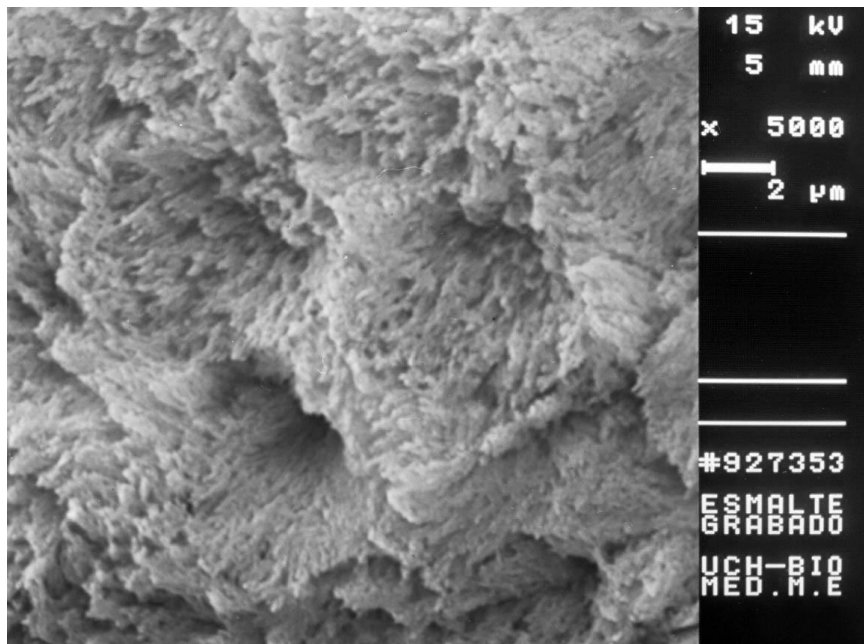
En la foto N° 5 se observan los distintos patrones de grabado, la flecha roja indica un patrón de grabado tipo I, con el centro del prisma desmineralizado y la periferia sin erosionar (fotografía N° 6). La flecha blanca destaca el patrón tipo II donde se observa el prisma del esmalte con su periferia desmineralizada y el centro de este permanece casi intacto (fotografía N° 7).

**Fotografía MEB N° 5: Vista de superficie vestibular esmalte grabado con ácido ortofosfórico al 37% a 1000X**



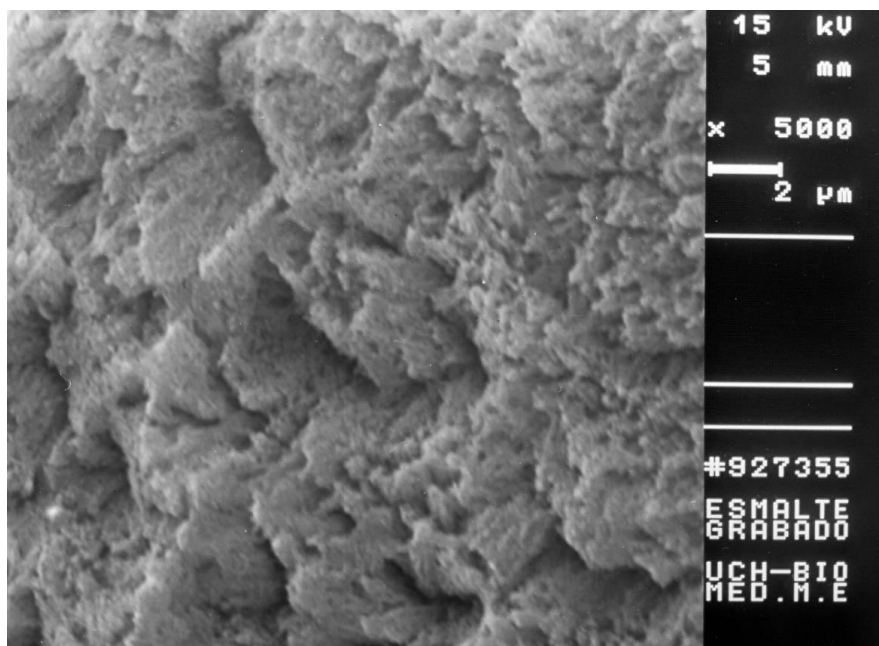


**Fotografía MEB N° 6: Vista de superficie vestibular esmalte grabado con ácido ortofosfórico al 37% a 5000X**



Patrón de grabado tipo I

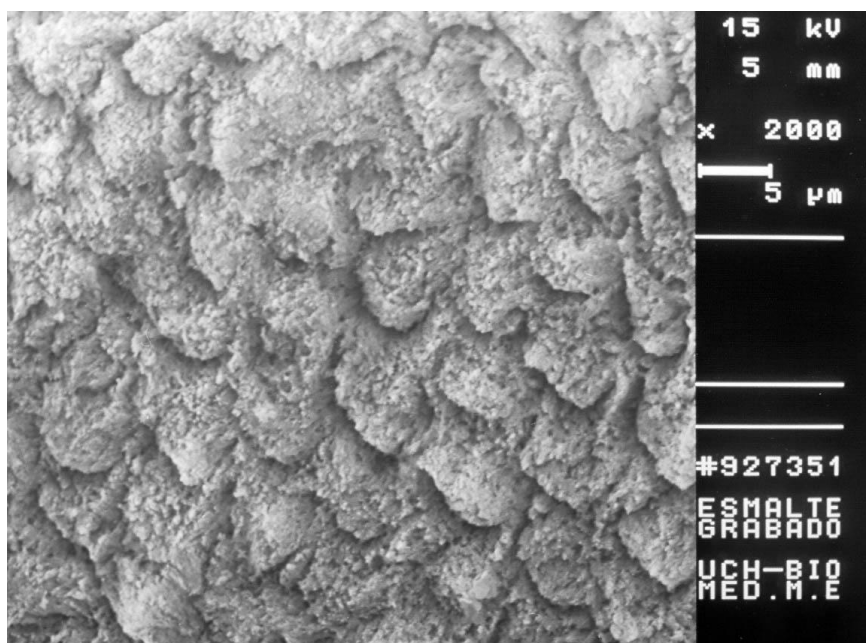
**Fotografía MEB N° 7: Vista de superficie vestibular esmalte grabado con ácido ortofosfórico al 37% a 5000X**



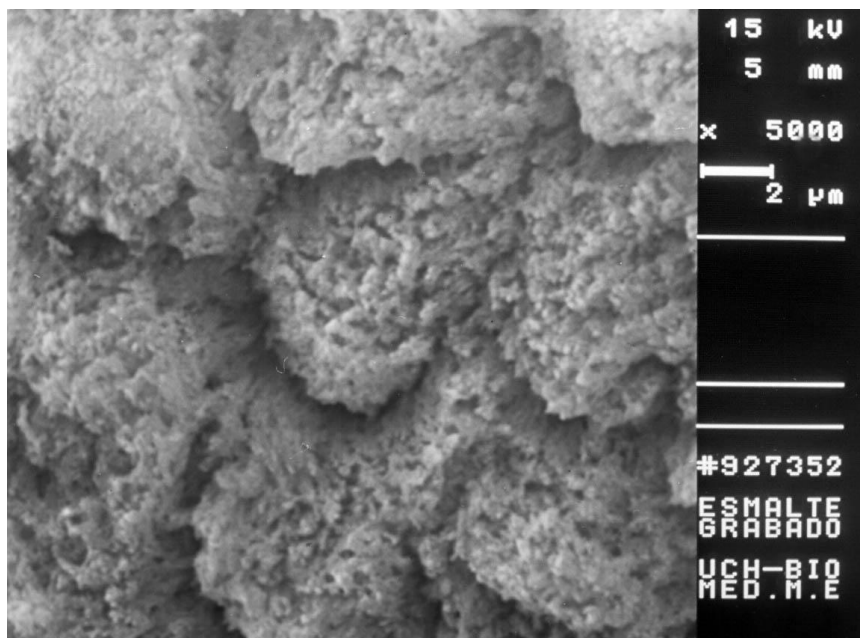
Patrón de Grabado tipo II

En las fotografías N° 8 y N° 9 se aprecia el mismo patrón de grabado tipo II, con la imagen representativa de los prismas en paleta de ping-pong o en ojo de cerradura. A mayor aumento se apreciar que el diámetro es de  $5\mu\text{m}$  aprox. (Fotografía N° 9)

**Fotografía MEB N° 8: Vista de superficie vestibular esmalte grabado con ácido ortofosfórico al 37% a 2000X**

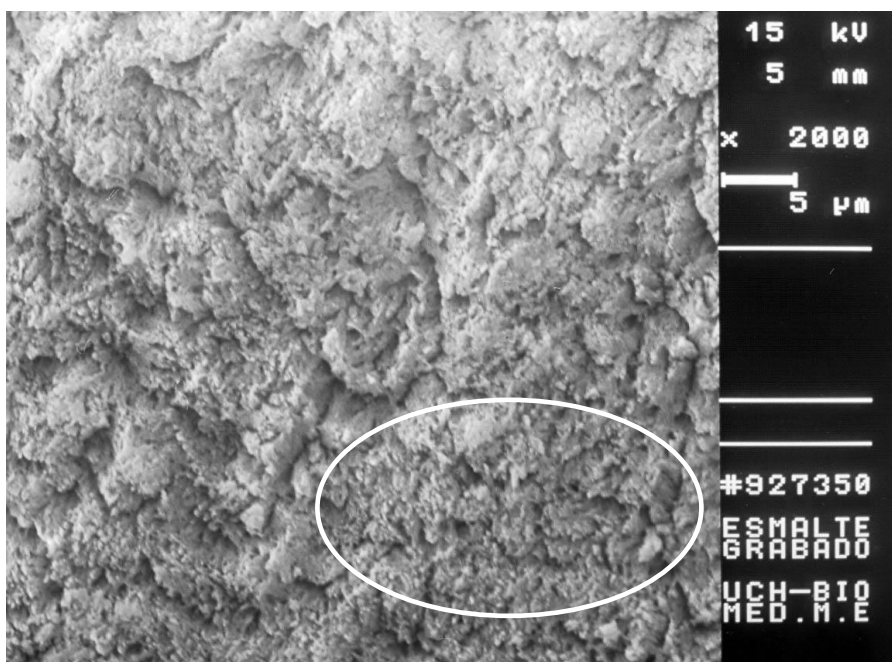


**Fotografía MEB N° 9: Vista de superficie vestibular esmalte grabado con ácido ortofosfórico al 37% a 5000X**



En la fotografía N° 10, se observa el patrón de grabado tipo III, donde no es posible diferenciar la estructura de los prismas.

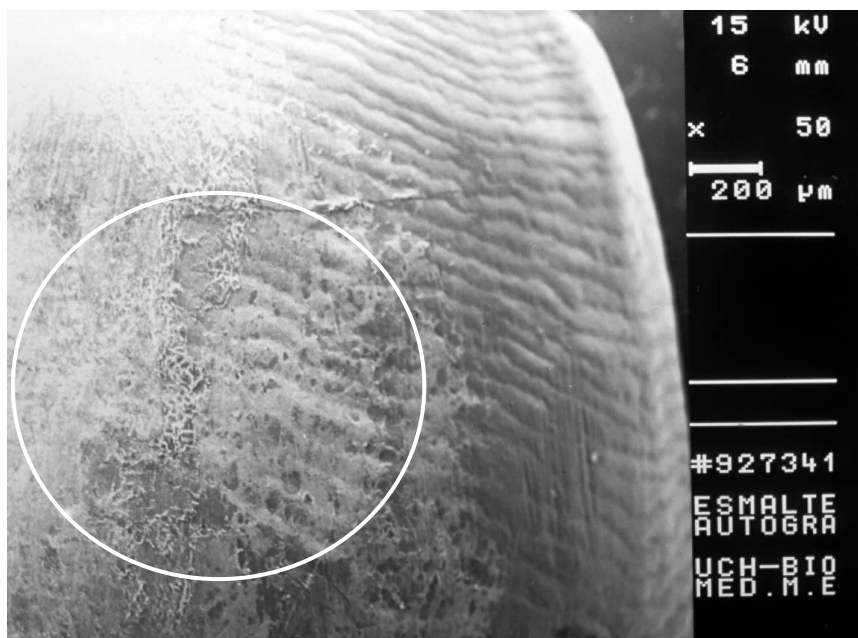
**Fotografía MEB N° 10: Vista de superficie vestibular esmalte grabado con ácido ortofosfórico al 37% a 2000X**



Patrón de grabado tipo III

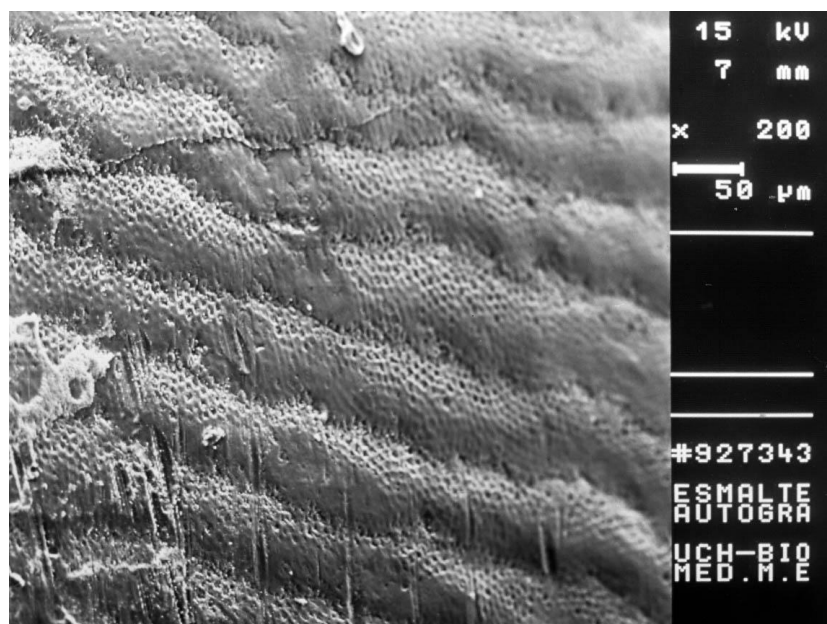
La fotografía N° 11 es una imagen del esmalte vestibular tratado con el sistema de autogrado Xenon® III, en la cual, se observa una vista panorámica de las estructuras del esmalte como son los periquimáticos. Además hay una zona donde existe un precipitado en la superficie (destacado) que podría ser esmalte aprismático sin disolver producto de la desmineralización y que no fue arrastrado por el tiempo lavado, o también sustrato orgánico que no fue removido durante el tratamiento previo de los dientes <sup>(58)</sup>.

**Fotografía MEB N° 11: Vista de superficie vestibular esmalte grabado con sistema de autogrado Xenon® III a 50X**

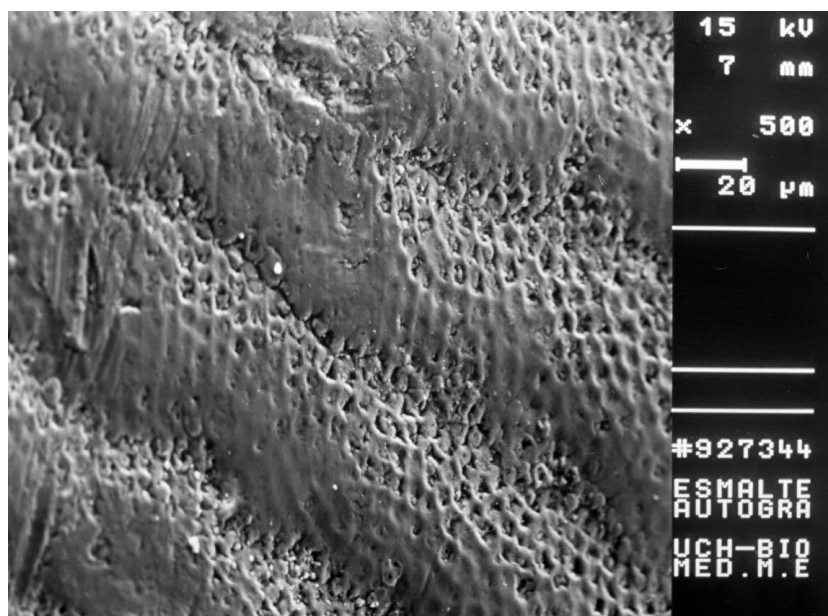


En las fotografías N° 12 y N° 13 se observa la superficie adamantina con un patrón de grabado poco marcado, con aparición de los prismas. También hay zonas con posibles restos de esmalte aprismático sin disolver.

**Fotografía MEB N° 12: Vista de superficie vestibular esmalte grabado con sistema de autograbado Xeno® III a 200X**



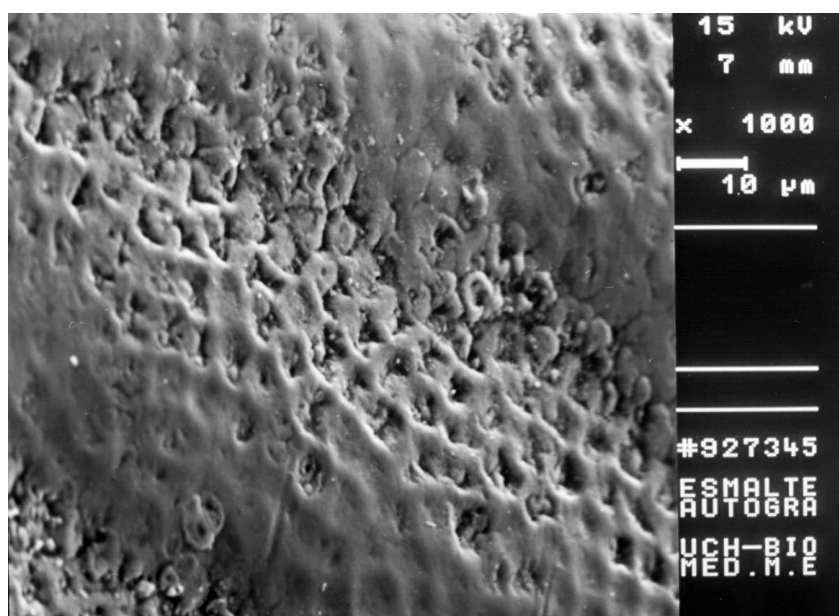
**Fotografía MEB N° 13: Vista de superficie vestibular esmalte grabado con sistema de autograbado Xeno® III a 500X**



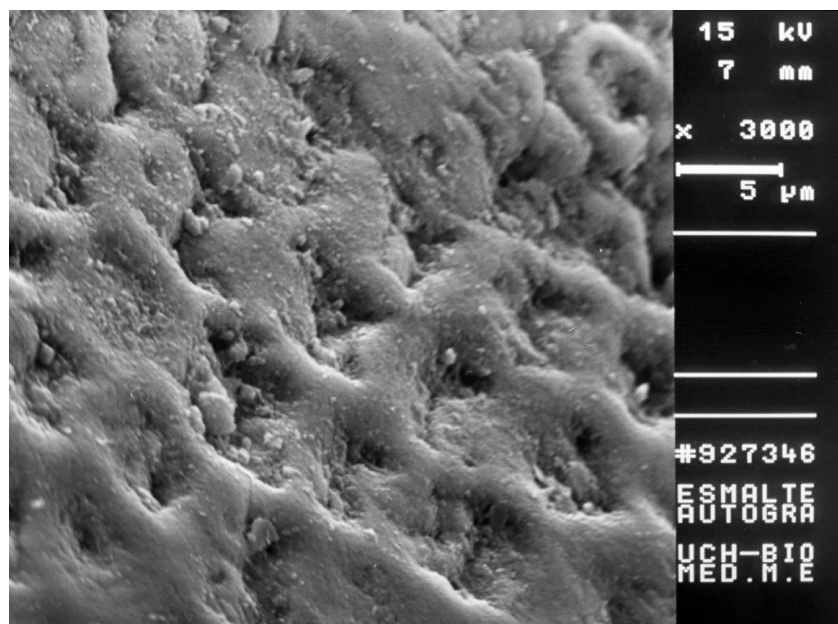


En las fotografías N° 14 y N°15, se observa de manera detallada el patrón de grabado que deja este sistema de autograbado Xeno® III, donde el centro del prisma es disuelto, pero en una forma menos agresiva con respecto al sistema del grabado ácido del esmalte y también hay zonas de esmalte sin grabar.

**Fotografía MEB N° 14: Vista de superficie vestibular esmalte grabado con sistema de autograbado Xeno® III a 1000X**



**Fotografía MEB N° 15: Vista de superficie vestibular esmalte grabado con sistema de autograbado Xenon® III a 3000X**



## 2.- Resultados de la Resistencia Adhesiva al Cizallamiento

Los resultados obtenidos frente a la resistencia al cizallamiento del sistema adhesivo convencional Prime & Bond® NT se expresan en la tabla I y en la tabla II de los obtenidos con el sistema adhesivo autograbante Xenon® III.

Para analizar los datos se deben realizar cálculos matemáticos para llegar a una unidad de fuerza que puedan ser comparados entre sí y también con otros estudios, es por esto que debemos convertirlos a MPa.

En primer lugar se debe calcular el área total del cilindro de resina que estaba adherido a la superficie adamantina del diente. Siendo un cilindro de 6mm de diámetro, su radio es de 3mm y así obtenemos el área total de adhesión, con esto se consigue una unidad de fuerza KgF/cm<sup>2</sup>. Una vez adquirido este valor podemos transformarlos a MPa.

$$\pi \times r^2 = 28,27\text{mm}^2$$

**Tabla I: Valores de Resistencia Adhesiva al cizallamiento de sistema adhesivo convencional Prime & Bond® NT en Esmalte piezas dentarias adultas.**

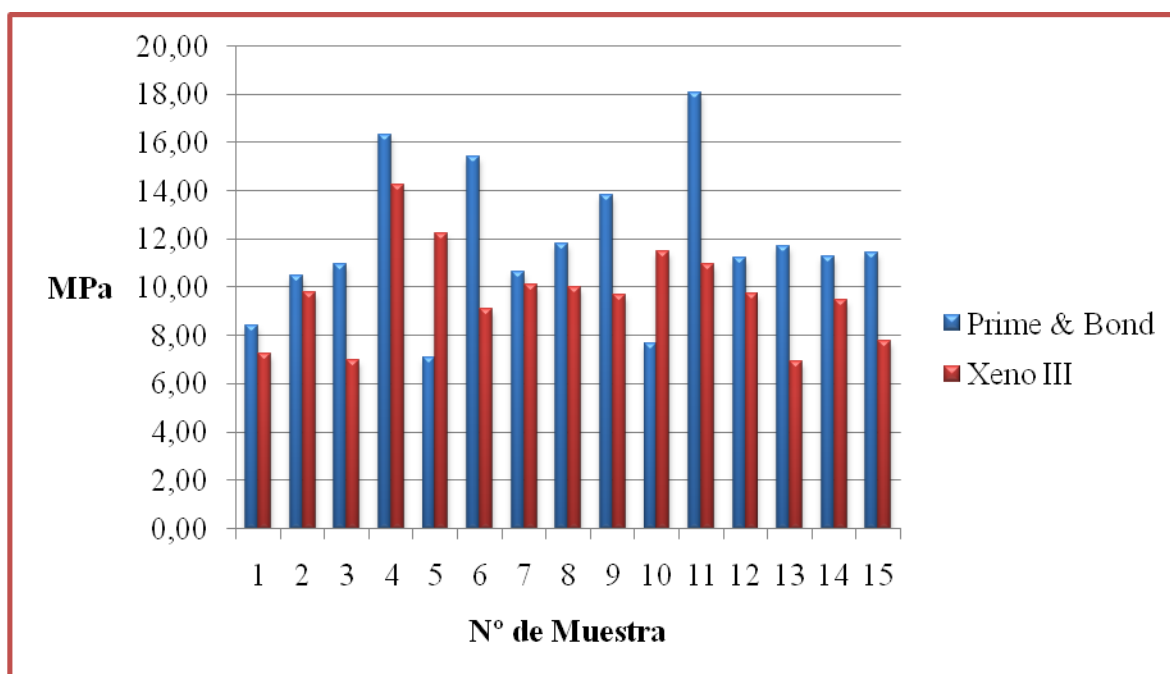
| <b>Esmalte Piezas dentarias<br/>Prime &amp; Bond® NT</b> | <b>KgF</b> | <b>MPa</b> |
|--|------------|------------|
| <b>1</b>   | 24.30846   | 8.43       |
| <b>2</b>   | 30.20798   | 10.48      |
| <b>3</b>   | 31.56861   | 10.95      |
| <b>4</b>   | 47.10930   | 16.34      |
| <b>5</b>   | 20.48134   | 7.10       |
| <b>6</b>   | 44.48493   | 15.43      |
| <b>7</b>   | 30.71588   | 10.65      |
| <b>8</b>   | 33.99138   | 11.79      |
| <b>9</b>   | 39.83892   | 13.82      |
| <b>10</b>  | 22.14506   | 7.68       |
| <b>11</b>  | 52.10759   | 18.07      |
| <b>12</b>  | 32.33485   | 11.22      |
| <b>13</b>  | 33.81890   | 11.73      |
| <b>14</b>  | 32.56792   | 11.30      |
| <b>15</b>  | 33.03657   | 11.46      |

**Tabla II: Valores de resistencia adhesiva al cizallamiento de sistema adhesivo autograbante Xenon® III en Esmalte piezas dentarias adultas.**

| <b>Esmalte Piezas dentarias<br/>Xeno® III</b> | <b>KgF</b> | <b>MPa</b> |
|---|------------|------------|
| <b>1</b>                                      | 20.89262   | 7.25       |
| <b>2</b>                                      | 28.18198   | 9.77       |
| <b>3</b>                                      | 20.18982   | 7.00       |
| <b>4</b>                                      | 41.04044   | 14.23      |
| <b>5</b>                                      | 35.32363   | 12.25      |
| <b>6</b>                                      | 26.20349   | 9.09       |
| <b>7</b>                                      | 29.14670   | 10.11      |
| <b>8</b>                                      | 28.93038   | 10.03      |
| <b>9</b>                                      | 27.93746   | 9.69       |
| <b>10</b>                                     | 33.08569   | 11.48      |
| <b>11</b>                                     | 31.59783   | 10.96      |
| <b>12</b>                                     | 28.11032   | 9.75       |
| <b>13</b>                                     | 19.99882   | 6.94       |
| <b>14</b>                                     | 27.34678   | 9.48       |
| <b>15</b>                                     | 22.37379   | 7.76       |

En el grafico N° 1 se observa la comparación de los valores obtenidos (en MPa) por los dos sistemas adhesivos, Prime & Bond® NT y Xeno® III, por cada muestra realizada.

**Grafico N°1: Comparación de los Valores de Resistencia Adhesiva de 2 sistemas adhesivos por cada muestra realizada.**



En la Tabla III se comparan las resistencias adhesivas obtenidas en MPa por cada sistema adhesivo utilizado sobre esmalte dentario.

**Tabla III: Comparación de Valores de resistencia adhesiva al cizallamiento de sistemas adhesivos**

| <b>Esmalte Piezas dentarias</b> | <b>MPa</b>                  | <b>MPa</b>       |
|---------------------------------|-----------------------------|------------------|
| <b>Muestra</b>                  | <b>Prime &amp; Bond® NT</b> | <b>Xeno® III</b> |
| <b>1</b>                        | 8.43                        | 7.25             |
| <b>2</b>                        | 10.48                       | 9.77             |
| <b>3</b>                        | 10.95                       | 7.00             |
| <b>4</b>                        | 16.34                       | 14.23            |
| <b>5</b>                        | 7.10                        | 12.25            |
| <b>6</b>                        | 15.43                       | 9.09             |
| <b>7</b>                        | 10.65                       | 10.11            |
| <b>8</b>                        | 11.79                       | 10.03            |
| <b>9</b>                        | 13.82                       | 9.69             |
| <b>10</b>                       | 7.68                        | 11.48            |
| <b>11</b>                       | 18.07                       | 10.96            |
| <b>12</b>                       | 11.22                       | 9.75             |
| <b>13</b>                       | 11.73                       | 6.94             |
| <b>14</b>                       | 11.30                       | 9.48             |
| <b>15</b>                       | 11.46                       | 7.76             |
| <b>Promedio</b>                 | <b>11.76</b>                | <b>9.72</b>      |
| <b>Desviación Estándar</b>      | <b>3.07</b>                 | <b>2.02</b>      |

El valor promedio obtenido por sistema adhesivo Prime & Bond® NT es de **11.76MPa** con una DS de 3.07.

El valor promedio obtenido por el sistema adhesivo Xeno® III es de **9.72MPa** con una DS de 2.02.



## **Análisis de Resultados**

Al observar la superficie del esmalte sano en el MEB, encontramos una superficie sellada, con escasas retenciones, que no permitirían una adecuada adhesión del material restaurador.

Se puede observar a los distintos aumentos del MEB que la superficie adamantina tratada con ácido ortofosfórico al 37% cambia su morfología normal, perdiendo así el sellado de la capa aprismática. La desmineralización es evidente y deja una superficie con microretenciones, se expone la estructura prismática del esmalte, y se aprecia que el patrón predominante es del tipo interprismático, donde se puede encontrar en la misma superficie los patrones de grabado tipo I y tipo II indistintamente (Fotografía N° 5).

En las distintas fotografías de la superficie del esmalte tratado con el sistema adhesivo autograbante Xenon® III, se observa una desmineralización menos agresiva y parcial, habiendo zonas en las cuales no se aprecia desmineralización y el esmalte permanece sellado por la capa aprismática. Fundamentalmente se obtiene un patrón del tipo intraprismático, y existen escasas microporosidades en el esmalte en las cuales el adhesivo debe actuar.

Los resultados obtenidos en la prueba de resistencia adhesiva al cizallamiento fueron sometidos a evolución estadística de T – Test Student, para determinar si existen diferencias significativas entre los grupos de muestras analizados (Tabla IV).

**Tabla IV: Comparación de Valores Promedio**

| Grupo     | N°<br>De Muestras | Promedio<br>MPa | Desviación<br>Estándar |
|-----------|-------------------|-----------------|------------------------|
| P&B® NT   | 15                | 11.76           | 3.07                   |
| Xeno® III | 15                | 9.72            | 2.02                   |

Estos resultados fueron analizados por método estadístico T - Test Student, y el resultado es el siguiente:

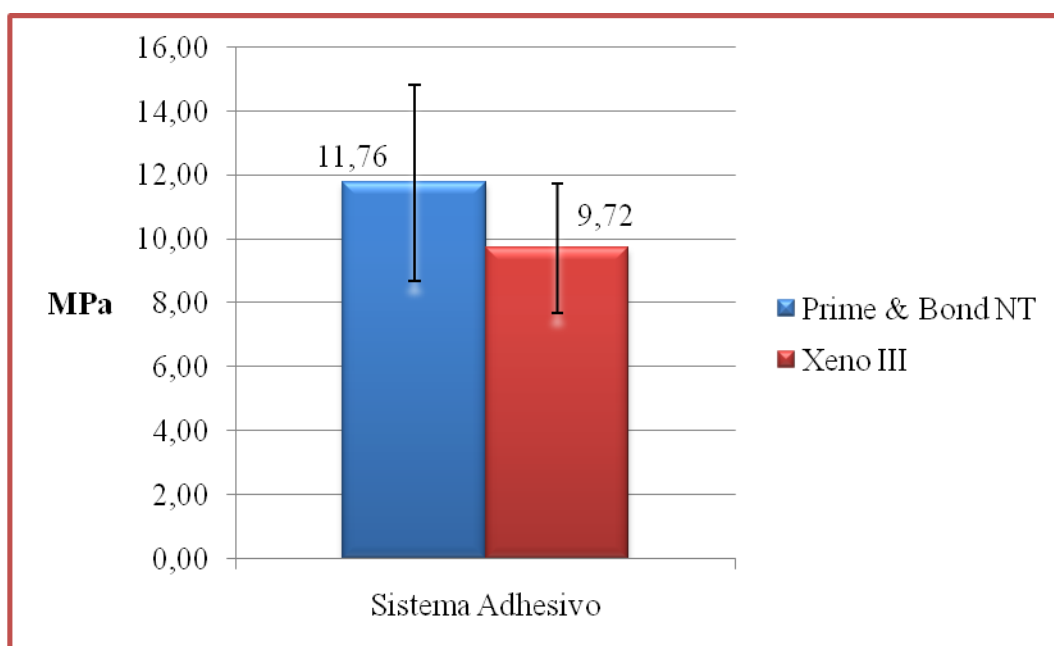
$$t = 2.15$$

$$p = 0.04$$

Por lo tanto con este resultado existe una diferencia estadísticamente significativa entre los dos sistemas adhesivos utilizados en este estudio con lo que acepta la hipótesis, ya que se cumple  $p < 0.050$ . Con  $p = 0.04$  significa que existe un 96% de confiabilidad en los resultados obtenidos.

El gráfico N° 3 nos muestra una comparación de los valores promedios obtenidos de resistencia adhesiva al cizallamiento expresados en MPa obteniéndose como mayor valor de resistencia adhesiva para la muestra realizada con Prime & Bond® NT de 11.76 MPa y para la muestra realizada con Xeno® III se obtuvo un valor promedio de 9.72 Mpa.

**Gráfico N° 3: Comparación de valores promedio obtenidos como resistencia adhesiva de dos sistemas adhesivos, Prime & Bond® NT y Xeno® III.**



## Discusión

En la actualidad, la odontología busca materiales que permitan mejorar el rendimiento clínico y tener un comportamiento similar al de las estructuras dentarias. Los sistemas adhesivos también han evolucionado con este propósito, pero muchos de los estudios que los respaldan están ligados a casas comerciales que los producen. Es por esto que el presente estudio evaluó la resistencia adhesiva de dos sistemas adhesivos y observó los patrones de grabado dejados sobre esmalte de piezas dentarias.

En este estudio se seleccionaron dos adhesivos y resinas compuestas de la misma marca comercial, porque esta sería la mejor manera en que los materiales sean adquiridos por los clínicos, así se elimina el riesgo de incompatibilidad entre los adhesivos y las resinas compuestas.

El esmalte es un tejido mineralizado carente de células, de sistema vascular e incapaz de regenerarse, que posee una estructura básica, pero que es susceptible a cambios en la concentración de sus componentes como en la cantidad de flúor adquirido (34-35-36-37-74).

Para obtener una unión eficiente entre dos sustratos, es necesario reconocer que la adhesión es sensible a la técnica utilizada y además a la experiencia del operador, aún incluso al usar la misma técnica (75-76-77). El sistema adhesivo Prime & Bond® NT (Dentstply) presenta un relleno de nanopartículas de aproximadamente 7  $\mu\text{m}$ , el cual podría infiltrarse en los espacios entre los prismas o en espacios intercristalinos e incluso

intracristalinos, generando una unión más resistente que refuerza los tags de resina y de la capa de adhesión <sup>(61-78)</sup>.

Los resultados obtenidos en este estudio muestran un mejor patrón de grabado al utilizar la técnica convencional con ácido ortofosfórico, lo que concuerda con los estudios de Kiremitci y colaboradores <sup>(79)</sup> y Foong y colaboradores <sup>(80)</sup>. No existe una gran diferencia entre los valores de resistencia adhesiva obtenidas con ambos sistemas adhesivos (P&B® NT 11.76MPa y Xenon® III 9.72MPa), pero dado que los resultados demuestran consistencia para cada sistema adhesivo (por baja Desviación Estándar) es que existe diferencia significativa entre ellos.

En comparación con otros estudios los resultados obtenidos estuvieron por debajo de lo esperado, tanto para P&B® NT como para Xenon® III <sup>(85-93)</sup>. Se ha postulado que el mínimo de resistencia adhesiva a esmalte y a dentina para resistir las fuerzas de tracción de las resinas compuestas es de 17 a 20MPa <sup>(79)</sup>. Con el grabado de esmalte con ácido fosfórico al 30% a 40% se obtiene una fuerza de unión alrededor de los 20MPa <sup>(82)</sup>, experiencias clínicas confirman que esta fuerza de unión es suficiente para una retención exitosa de las restauraciones de resina compuesta <sup>(79)</sup>. Para medir la resistencia adhesiva de los sistemas adhesivos, existen varios métodos o pruebas siendo el más utilizado el de resistencia a la fuerza de cizallamiento, puesto que serían más representativos que otros, pues recrean con mayor fidelidad lo que ocurre en el sistema estomatognático <sup>(83-84)</sup>.

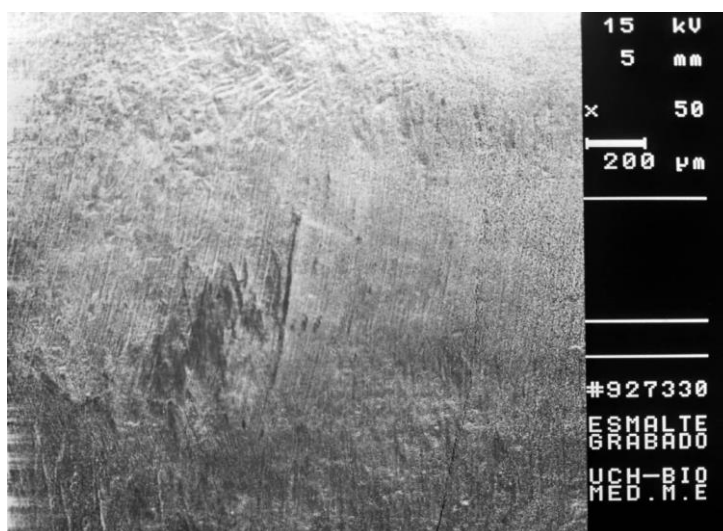
El comportamiento de los adhesivos autograbantes en esmalte y en dentina ha sido un tema controversial. Algunos estudios *in Vitro* han mostrado que los sistemas adhesivos autograbantes funcionan efectivamente en esmalte y dentina <sup>(86-87-88-89)</sup>, en cambio otros reportan resultados insuficientes <sup>(90-91-92)</sup>. Muchos factores influyen en la resistencia adhesiva a los tejidos dentales, como el tipo de tejido dental, preparación de la superficie, método de prueba, grosor de la capa adhesiva, superficie de adhesión y factores relacionados al operador <sup>(79)</sup>.

La capa superficial aprismática del esmalte generalmente es más mineralizada, y por lo tanto más resistente al ataque ácido que la capa prismática subsuperficial <sup>(94-95)</sup>. Se ha comprobado que después de la erupción de los dientes, ocurren cambios en la capa más externa del esmalte <sup>(96)</sup>. La saliva tiene fosfatos de calcio saturados que puede hipermineralizar el esmalte, además los iones de flúor pueden unirse y formar hidroxiapatita fluorada <sup>(23)</sup>. El desgaste de la capa superficial del esmalte para que se exponga la capa prismática subsuperficial ha sido recomendado por varios autores <sup>(94-95)</sup>. Sin embargo, existen clínicos que prefieren no desgastar la capa superficial aprismática y realizar el proceso adhesivo directamente cuando realizan cierres de diastemas. De esta manera es importante el estudio de la adhesión en un esmalte intacto <sup>(95)</sup>.

En este estudio la superficie adamantina tratada con ácido ortofosfórico al 37% produce una desmineralización efectiva, dejando expuesta la capa subsuperficial del esmalte, exponiendo los prismas, generando patrones interprismaticos con los tres

patrones de grabado descritos (fotografías N° 6, 7, 10). El grabado del esmalte con ácido ortofosfórico produce cambios substanciales en esmalte intacto (fotografía N° 3) <sup>(58)</sup>.

El sistema adhesivo autograbante Xenon® III, produjo una insuficiente desmineralización del esmalte, dejando zonas de esmalte sin disolver (posiblemente aprismático), lo que puede resultar en una menor penetración del adhesivo en las microporosidades del esmalte <sup>(58)</sup>. De esta manera podemos comparar desde una vista panorámica que el patrón logrado por el sistema de grabado ácido del esmalte permite una superficie retentiva y con irregularidades, completamente desmineralizada (Imagen N° 1), en cambio, el sistema adhesivo autograbante no logra una completa desmineralización del esmalte. Cabe destacar que el precipitado observado la zona demarcada puede ser material orgánico que no fue removido, o precipitado mineral producto de la desmineralización (Imagen N° 2) <sup>(58)</sup>.



**Imagen N° 1:** Vista de superficie vestibular esmalte grabado con ácido ortofosfórico al 37% a 50X



**Imagen N° 2:** Vista de superficie vestibular esmalte grabado con sistema de autograbado Xeno® III a 50X.

El adhesivo autograbante presentó valores más bajos de resistencia adhesiva comparado con el sistema adhesivo convencional con ácido ortofosfórico al 37%. Esto puede deberse a que se logra una menor desmineralización del esmalte en comparación con grabado ácido <sup>(97)</sup>. El patrón de desmineralización encontrado en los adhesivos autograbantes es intraprismático y menos agresivo (Fotografía N°13), lo que podría dificultar la penetración del agente imprimante en el esmalte, además debido a la precipitación de minerales puede afectar la profundidad de desmineralización, aunque esta última no puede ser modificada <sup>(97)</sup>. Esto trae consigo una ventaja, es que a medida que las microporosidades son creadas, serán completamente penetradas por el adhesivo y creando una fuerza de trabazón micromecánica en esmalte <sup>(97)</sup>.



Cuando el ácido ortofosfórico es aplicado en la superficie del esmalte, preferentemente graba a nivel de esmalte interprismático, posibilitando la creación un tag de resina de  $1\mu\text{m}$  de diámetro en la superficie del prisma produciendo una capa híbrida en el esmalte <sup>(98)</sup>. En contraste, los adhesivos autograbantes solo logran una infiltración de la resina de una profundidad de  $0.6 - 0.7\mu\text{m}$  <sup>(98)</sup>, sin embargo, esta escasa profundidad de penetración genera fuerzas adhesivas similares a sistemas adhesivos convencionales. Los tags de resina interprismáticos son observados al utilizar sistemas de grabado con ácido ortofosfórico de 32 - 35% en esmalte, pero no se presentan en sistemas adhesivos de autograbado. Aparentemente, la infiltración entre los cristales de esmalte crea tags de resina nanométricos a nivel intraprisma que pueden contribuir al aumento de la resistencia de la adhesión aún en la ausencia de tags de resina interprismática <sup>(66-98)</sup>.

El esmalte aprismático es menos accesible para los sistemas adhesivos de autograbado, porque es más mineralizado y podría contener flúor <sup>(58)</sup>. Tiempos de aplicación más largos puede compensar los pH altos que podrían tener los adhesivos autograbantes en comparación con el ácido ortofosfórico <sup>(99)</sup>. Aunque el adhesivo Xeno® III (Dentsply) es un adhesivo relativamente ácido con un pH cercano a 1 <sup>(71)</sup>.

## Conclusiones

De acuerdo a la metodología utilizada en el presente estudio podemos concluir que:

- La resistencia adhesiva frente a fuerzas de cizallamiento del sistema convencional Prime & Bond® NT aplicado sobre esmalte de piezas dentarias adultas con una técnica de grabado ácido según las recomendaciones del fabricante, obtuvieron como promedio una resistencia adhesiva de 11.76 MPa.
- La resistencia adhesiva frente a fuerzas de cizallamiento del sistema adhesivo de autograbado Xeno® III aplicado sobre esmalte de piezas dentarias adultas según las recomendaciones del fabricante, obtuvieron como promedio una resistencia adhesiva promedio de 9.72 MPa.
- El sistema adhesivo Prime & Bond® NT presentó mayores valores de resistencia adhesiva al compararlo con el sistema adhesivo autograbante Xeno® III, y se logró establecer que de acuerdo a las condiciones en que se realizó este estudio, existen diferencias estadísticamente significativas ( $p= 0.04$ ) entre ambos sistemas adhesivos.
- La morfología adamantina obtenida al tratar la superficie con el ácido ortofosfórico al 37% revela una desmineralización efectiva y completa del esmalte, con patrones del tipo interprismáticos.

- La morfología adamantina obtenida al tratar la superficie con el adhesivo autograbante Xeno® III revela una desmineralización parcial e incompleta del esmalte, con patrones del tipo intraprismáticos, donde existen zonas sin desmineralizar.
- Existen diferencias morfológicas en la superficie adamantina tratada con grabado ácido y con el sistema adhesivo autograbante Xeno® III. El grabado ácido logra una clara superficie desmineralizada, y con microretenciones, en cambio, el sistema autograbante Xeno® III solo logra una desmineralización parcial del esmalte, con patrones de grabado menos agresivos, lo cual concuerda con los resultados encontrados en la resistencia adhesiva de los dos sistemas adhesivos. Por lo cual es necesario para el sistema adhesivo de autograbado realizar una preparación previa del esmalte para remover la capa más externa, de esmalte aprismático.
- En consecuencia, se acepta la hipótesis de trabajo que señala "Existen diferencias significativas en el efecto sobre la morfología del esmalte de las piezas dentarias y en la resistencia adhesiva de restauraciones de resinas compuesta con un sistema de adhesión convencional y un sistema de adhesión de autograbado".

## Sugerencias

Sugerimos complementar el presente estudio con:

1. Realizar trabajos similares con una muestra de mayor tamaño.
2. Observación en Microscopio Electrónico de la penetración de los sistemas adhesivos utilizados en esmalte mediante la observación al corte en sentido transversal.
3. Realizar el mismo estudio, pero sobre un esmalte intacto en comparación con uno previamente tratado, ya sea con fresado o arenado para determinar si existe alguna diferencia con el presente estudio.
4. Realizar el estudio comparativo *in vivo* de los mismos sistemas adhesivos usados y posteriormente evaluar la correlación *in vivo* – *in vitro*.

## Resumen

El objetivo de este estudio comparativo, *in Vitro*, fue analizar el efecto sobre la morfología del esmalte de piezas dentarias adultas y la resistencia adhesiva de restauraciones de resinas compuestas con un sistema adhesivo convencional y un sistema adhesivo autograbante.

Se recolectaron 33 dientes humanos libres de caries, terceros molares erupcionados recientemente extraídos. Fueron colocados en suero fisiológico con formalina al 2% y luego se desgastó la superficie vestibular del esmalte para lograr una superficie lisa y plana. Se dividieron en 2 grupos de 15 cuerpos y 1 grupo de 3 cuerpos para análisis al Microscopio Electrónico de Barrido. Un grupo de 15 cuerpos de pruebas se les aplicó el adhesivo Prime & Bond® NT (Dentsply), a otro grupo de 15 cuerpos de pruebas se les aplicó el adhesivo Xeno® III (Dentsply) siguiendo las indicaciones del fabricante. En seguida se adhirieron a las superficies tratadas con adhesivos, cilindros de resina compuesta TPH<sup>3</sup> Restaurador Nano-hibrido (Dentsply) y se mantuvieron en una estufa de control ambiental heraeus a 36° C y a 100% de humedad hasta el día del prueba. Los cuerpos de prueba fueron testeados en la máquina de ensayos universal INSTRON Tecsis 3369 bajo fuerzas de cizallamiento aplicando una carga de 200kg y una velocidad de 0.2cm/min. Los resultados fueron sometidos a un análisis estadístico Student T-test los cuales deben obtener  $p < 0.05$  para lograr diferencias significativas. Para el análisis en el MEB fueron necesarios 3 cuerpos de pruebas: Cuerpo 1, esmalte

sano sin grabar. Cuerpo 2, esmalte grabado por ácido ortofosfórico al 37% sin aplicación de adhesivo. Cuerpo 3, esmalte grabado con el sistema adhesivo Xeno® III y lavado después de los 20 segundos. Fueron observados en el MEB a distintos aumentos, para evaluar el efecto morfológico logrado sobre la superficie adamantina.

Los resultados obtenidos muestran que existen diferencias significativas ( $p=0.04$ ) entre los dos sistemas adhesivos utilizados, donde P&B® NT alcanzó una resistencia promedio de 11.76MPa y fue superior a Xeno® III 9.72MPa.

Se concluyó que P&B® NT (Dentsply) presentó mayores valores de resistencia adhesiva al compararlo con el sistema adhesivo autograbante. Al analizar la morfología del esmalte tratada con el sistema adhesivo autograbante Xeno® III (Dentsply) se obtiene una desmineralización parcial de éste. En cambio, el ácido ortofosfórico al 37% logra una desmineralización completa del esmalte.

## **Bibliografía**

1. Bader M., Astorga C., y otros. "Biomateriales Dentales" Propiedades Generales. Tomo I, Primera Edición. U. de Chile. 1996. 73p. Págs. 6-15, 49-62. Cap. I, IV, VI.
2. Mariné A., Stanke F., Urzúa I. "Tratamiento de una enfermedad infectocontagiosa". Primera Edición. Editor Dr. Felipe Stanke. Chile, 1997. 54p. Págs. 9-26.
3. Uribe J., Spadileiro M., Cabral J. "Operatoria Dental. Ciencia y Práctica: Sistemas resinosos compuestos". 3º Edición. Editorial Avances Médicas Centrales Madrid. 1990. 381p. Págs. 15-41. Cap. I, VIII.
4. Denehy G., Cobb D., Bouschlicher M., Vargas M. "Clinical Evaluation of self-etching primer adhesive in posterior composite". J Rest Dent. 79; 186.2000.
5. Munoz C., Dunn J., Bernal G., Torres J., Wilson A. "Clinical evaluation of Prompt L-Pop at 6 months". J Dent Res. 80; 65(237).2001.
6. Van Meerbeek B., Perdigao J., Vanherle G. "The clinical performance of adhesives". Journal of Dentistry. 1998; 26(1): 1-20.
7. Van Meerbeek B., Braem M., Vanherle G. "Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentine". Journal of Dentistry. 1994; 22(3): 141-146.
8. Kugle G., Ferrari M. "The science of bonding: from first to sixth generation". JADA. 2000. 131; 208-258.
9. Courson F., Et. Al. "Bond strengths of nine current dentine adhesive systems to primary and permanent teeth". Journal of Oral Rehabilitation. 2005.32; 296-303.
10. Van Meerbeek B., Et. Al. "Adhesives and cements promote preservation dentistry". Operative Dentistry Supplement 6. 2001. 199-244.
11. Haller B. "Recent developments in dentin bonding". American Journal of Dentistry. 2000; 13; 44-50
12. Craig, R., O' Brien, W., Powers, J. "Materiales Dentales, Propiedades y Manipulación". 6ª Edición. Editorial Mosby, 1996. 294. p.p 1-75. Cap. I-IV.
13. Cordero, V. "Estudio comparativo *in vitro* de la resistencia adhesiva de restauraciones en resina compuesta realizadas con técnica adhesiva con grabado ácido total v/s un sistema adhesivo autograbante". Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano-Dentista, Facultad de Odontología, Universidad de Chile. 2004.
14. Phillips, R. "La Ciencia de los Materiales dentales de Skinner". 7ª Edición. Editorial Interamericana, 1986. 583. p.p 18-439. Cap. 2, 30.

15. Panel de Miembros Relatores del Prasadega. Primer Simposio Argentino del Grabado Ácido. "Reseña de los Materiales Plásticos Estéticos: Evolución, Presente y Futuro". Centro General San Martín. Bs Aires, 1977. 135. p.p 1-7.
16. Ehrmantraut, M., Bader, M. "Polimerización de Resinas Compuestas a Través de Estructuras Dentarias". Rev. Fac. Odont. Univ. De Chile. 12(2): 22-27. 1994.
17. Leinfelder K. "New developments in resine restorative systems". JADA. 128: 573-581. 1997.
18. Acuña P.A. "Cementación de inlays de resina compuesta ¿Cementación de RC o VI?". Trabajo de investigación requisito para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología. Universidad de Chile. 1992.
19. Fortin, D., Vargas, MA. "The spectrum of composites: new techniques and materials". JADA. 131:26-30. 2000.
20. Barrancos, J. "Operatoria Dental". 3ª Edición. Editorial Panamericana, 1998. p.p 570-662. Cap. 17-21.
21. Ribera C., Quevedo E., Bader M., "Análisis comparativo *in vitro* de las propiedades físicas y mecánicas de dos resinas compuestas de reciente aparición v/s su predecesora", Revista Facultad de Odontología, Universidad de Chile, v.18, Pág. 25-33, 2000, Chile.
22. Peutzfeldt A., "Resin Composite in Dentistry: The Monomer System", Eur, Journal Oral Sci, v. 105, Pág 97-119, 1997.
23. Robertson T, Herman H, Sturdevant J, Clifford M (1999) "Operatoria Dental. Arte y Ciencia"; Tercera Edición.
24. Moncada G. y col. "Unidades de luz visible". Revista dental de Chile. págs.:37 – 43. 1989.
25. Pereira S, Osorio R, Toledano M, Nunes T. "Evaluation of two Bis-GMA analogues as potential monomer diluents to improve the mechanical properties of light-cured composite resins." Dent Mater; 2005; 21(9):823-30.
26. Muñoz, R. "Estudio comparativo de la profundización de polimerización de resinas compuestas con lámpara L.E.D. y lámpara halógena convencional". Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano-Dentista, Facultad de Odontología, Universidad de Chile. 2004.
27. Bertoldi, A. "Nanotecnología en la formulación de nuevos composites". [www.red-dental.com/ot006301.htm](http://www.red-dental.com/ot006301.htm).
28. Lopes G. et al. "Dental adhesion: Present state of the art and future perspectives". Quintessence Int. 33: 213-224. 2002.



29. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B., "A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results.", *J Dent Res.* 2005 Feb;84(2):118-32
30. Abreu, R. "Adhesión en Odontología Contemporánea I". [www.odontología-online.com/casos.html](http://www.odontología-online.com/casos.html).
31. Guzmán H., "Biomateriales Odontológicos de uso Clínico", 1ª Edición, Editorial presencia Ltda., Capítulo 4, Pág. 31-44, 1990.
32. Buonocore M., Rochester N. Y., "Adhesive retention and adhesive restorative materials", *Journal American Dent. Ass.*, v. 67(3): Pág. 382-391, 1963.
33. Otamendi, C. "Efecto de los compuestos eugenólicos en los materiales utilizados en endodoncia sobre la unión de los sistemas adhesivos". [www.carlosboveda.com/Odontologosfolder/odontoinvitadoold/odontoinvitado\\_3](http://www.carlosboveda.com/Odontologosfolder/odontoinvitadoold/odontoinvitado_3).
34. Henostroza Gilberto H, Adhesión en odontología restauradora, Curitiba, ED. Maio, 2003, 72-80.
35. Gómez de Ferraris Maria Elsa, Campos Muñoz Antonio; "Histología y Embriología Bucodental", Ed. Medica Panamericana, 1999, Madrid, págs. 229-249.
36. Abramovich Abraham, "Histología y embriología dentaria", Ed. Médica Panamericana, Buenos Aires, 1999, págs. 119-144.
37. A.R. Ten Cate. "Histología oral: desarrollo, estructura y función". Buenos Aires: Médica Panamericana, segunda edición, 1986. 267- 272
38. Torii Yasuhiro, Itou Kousuke et al., "Effect of self-etching primer containing N-acryloyl aspartatic acid on enamel adhesion", *Dental Material* 19 (2003) 253-258.
39. Nikiforuk Gordon; "Caries dental, aspectos básicos y clínicos"; Ed. Mundi S.A.I.C: y F.; Paraguay 2100- Buenos Aires- Argentina -1986; cap.4 y cap.9.
40. O'Brien W. "Dental materials and their selection". Segunda Edición. Editorial Quintessence Int. 1997. p. 39-48. cap. IV.
41. Buonocore, M. "A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces". Revisado en Van Meerbeek, B. et al. "The clinical performance of adhesives". *J. Dent.* 26(1):1-20. 1998
42. Swift EJ Jr., Perdigao, J., Heymann, HO. "Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995". *Quint. Int.* 26(2): 95-110. 1995.
43. Aguirre, A., Mery, C., Montenegro, M. "Histología y Embriología del Sistema Estomatognático". Facultad de Odontología Universidad de Chile, 1986. 138. p.p 61-75. Cap. V-VI.

44. Mandarino F. "Adesivos Odontológicos". [www.forp.usp.br/restauradora/dentistica/temas/adesivos/adesivos.htm](http://www.forp.usp.br/restauradora/dentistica/temas/adesivos/adesivos.htm).
45. Silverstone, L. Et al. "Variation in the pattern of etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy". Revisado en Otamendi, C. "Efecto de los compuestos eugenólicos en los materiales utilizados en endodoncia sobre la unión de los sistemas adhesivos". [www.carlosboveda.com/Odontologosfolder/odontoinvitadoold/odontoinvitado\\_35.htm](http://www.carlosboveda.com/Odontologosfolder/odontoinvitadoold/odontoinvitado_35.htm).
46. Van Meerbeek B & others "Buonocuore memorial lecture: adhesion to enamel and dentine: current status and future challenges" *Operative Dentistry*, 2003, 28-3, 215-235.
47. James B. Summitt, J. William Robbins, Richard S. Schwartz; "Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach"; segunda edición; Quintessence Publishing Co, Inc.; Illinois, USA; 2001; pags. 191-194.
48. Peumans M., Van Meerbeek B., Yoshida Y., et al; "Porcelain veneers bonded to tooth structure: an ultra-morphological FE-SEM examination of the adhesive interface"; *Dent Mater*, 1999; 15:105.
49. Sturdevant, Clifford M et al., "Arte y ciencia de operatoria dental". Madrid Harcourt Brace, 1996, pp. 273-276
50. Shimada Y. & Tagami J. "Effects of regional enamel and prism orientation on resin bonding". *Operative Dentistry*, 2003, 28, 20-27.
51. Giannini Marcelo, Soares Carlos José, Marins de Carvalho Ricardo; "Ultimate tensile strength of tooth structures"; *Dental Materials* (2004) 20, 322-329.
52. Swift, EJ Jr. "Bonding systems for restorative materials a comprehensive review". *Pediatr. Dent.* 20(2):80-84. 1998.
53. Swift, EJ Jr. "Dentin/enamel adhesives: review of the literature". *Pediatr. Dent.* 24(5):456-461. 2002.
54. Kugel, G., Ferrari, M.. "The science of bonding: from first to sixth generation". *JADA.* 131:20-25. 2000.
55. Sundfeld, R. et al. "Hybrid layer thickness and resin tag length of a self-etching adhesive bonded to sound dentin". *J. Dent.* 33(8):675-681. 2005.
56. Amaral, C. et al. "Microleakage of hydrophilic adhesive systems in Class V composite restorations". *Am. J. Dent.* 14(1):31-33. 2001.
57. Perdigao, J. et al. "Clinical performance of a self-etching adhesive at 18 months". *Am. J. Dent.* 18(2):135-140. 2005.

58. Kanemura, N., Sano, H., Tagami, J. "Tensile bond strength to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces". *J. Dent.* 1999; 27(7):523-530.
59. Oliveira, S. et al. "The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system". *Dent. Mater.* 19(8):758-767. 2003.
60. Perdigao, J., Geraldeli, S. "Bonding characteristics of self-etching adhesive to intact versus prepared enamel". *J. Esthet. Restor. Dent.* 15(1): 32-41. 2003.
61. Carpena Lopes Guilherme, Baratieri Luiz Narciso et al., "Dental adhesion: present state of the art a future perspectives", *Quintessence international*, Vol. 33, N°3, 2002, 213-224.
62. Torii Yasuhiro, Itou Kousuke, Nishitani Yoshihiro, Ishikawa Kunio, Suzuki Kazuomi. "Effect of phosphoric acid etching prior to self-etching primer application on adhesion of resin composite to enamel and dentine", *Am journal of dentistry*, Vol. 15, nº 5, Oct. 2002, 305-309.
63. Perdigao Jorge, Frankenberger Roland, T.Rosa Bruno, Breschi Lorenzo, "New trends in dentin/enamel adhesion" *Am. Journal of Dentistry*, Vol.13,Special issue, Nov.2000, 25D-30D.
64. Torii Y., Itou K., Hikasa R., Iwata S. & Nashitani Y., " Enamel tensile bond strength and morphology of the resin enamel interface created by acid etching system whit and whitout moisture and self-etching priming system", *Journal of Oral Rehabilitation* vol. 29, 2002, 528-533.
65. Ferrari M, Mannocci F, Vichia F, Davison C. "Effec of two etching times on the sealing ability of clearfil liner Bond 2 in class V restorations". *American Journal of Dentistry* 1997; 10:66-70.
66. Hannig M, Bock H, Bott B, Hoth-Hannig W.; "Inter-crystallite nanoretention of selfetching adhesives at enamel imaged by TEM."; *Eur J Oral Sci* 2002; 110: 464-470.
67. Justino LM, Tames DR & Demarco FF; "In situ and In vitro Effects of Bleaching whit Carbamide Peroxide on Human Enamel"; *Operative dentistry*, 2004, 29-2, 219-225.
68. Tay Franklin R., Pashley D.H., Yui Cynthia K.Y., Sanares Anna Marie E., Wei Stephen H.Y.; "Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part I. Single-step self-etching adhesive"; *J. Adhes. Dent.* 2003; vol 5; nº 1; 27-40.
69. Tay Franklin R., Pashley D.H. Suh Byoung I, Prati Carlo, Cchuang Shu-Fen, Li Feng; "Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part II. Single-bottle, Total-etch adhesive"; *J. Adhes. Dent.* 2003; vol 5; nº 2; 91-105.
70. Información del fabricante para Prime & Bond NT obtenida de la página [www.dentsply.com/assets/DFU/PrimeBond\\_NT\\_English.pdf](http://www.dentsply.com/assets/DFU/PrimeBond_NT_English.pdf)

71. Información del fabricante para Xeno III obtenida de la página [www.caulk.com/assets/pdfs/products/XenoIII\\_Spanish.pdf](http://www.caulk.com/assets/pdfs/products/XenoIII_Spanish.pdf)
72. Microscopio Electrónico de Barrido. Biología Unidad de Morfología. [www.unlu.edu.ar/~biologia10903/tp02.htm](http://www.unlu.edu.ar/~biologia10903/tp02.htm).
73. Nakabayashi N, Pashley DH. Hybridization of dental hard tissues. Chicago: Quintessence, 1998.
74. Orban Balint J. "Oral Histology and Embriology". St. Louis: The C. V. Mosby Company, sexta edición, 1966, 64-67.
75. Sano H, Kanemura N, Burrow MF, Inai N, Yamada T, Tagami J. "Effect of operator variability on dentin adhesion: student v/s dentists". Dent Mater J. 1998; 17(1):51-8
76. Miyazaki M, Onose H, Moore BK. "Effect of operator variability on dentin bond strength of two-step bonding systems". Am J Dent 2000; 13:101-4
77. Fundingsland JW, Aasen SM, Ario PD, Glasspoole EA. "Investigation into technique variability in bonding studies". (Abstract) J Dent Res 1996; 75: #868
78. Manneschi, C. "Efecto del Envejecimiento del Esmalte sobre la Resistencia Traccional frente a dos sistemas adhesivos". Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano-Dentista, Facultad de Odontología, Universidad de Chile. 2006.
79. Kiremitci, A. Yalcin, F. Gökalp, S. "Bonding to enamel and dentin using self-etching adhesive systems". Quintessence Int. 2004 May; 35(5):367-70.
80. Foong J, Lee K, Nguyen C, Tang G, Austin D, Ch'ng C, Burrow MF, Thomas DL. "Comparison of microshear bond strengths of four self-etching bonding systems to enamel using two test methods" Australian Dental Journal 2006;51(3):252-257
81. De Munck J, Van Meerbeek B, Satoshi I, et al. "Microtensile bond strengths of one- and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentine". Am J Dent 2003; 16:414-420.
82. Gottlieb EW, Retief D, Jamison H. "An optimal concentration of phosphoric acid as an etching agent. Part I. Tensile bond strength studies". J Prosthet Dent 1982; 48:48-51.
83. Cardoso P, Braga R, Carrilho M, "Evaluation of micro-tensile, Shear and tensile test determining the bond strength of three adhesive systems". Dent Mater Nov. 1998; 14:394.398.
84. Guerrero C., "Análisis comparativo In *Vitro* de la resistencia adhesiva de dos técnicas de aplicación de los sistemas adhesivos". Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano-Dentista, Facultad de Odontología, Universidad de Chile. 2002.
85. Perdigão J, Gomez G, Duarte S, Lopes MM. "Bond strengths of pairs of adhesives from the same manufacturer". Oper Dent. 2005 Jul-Aug; 30(4):492-9.

86. Hanning M, Reinhardt K-J, Bott B. "Self-etching primer v/s phosphoric acid: An alternative concept for composite-to-enamel bonding". *Oper Dent.* 1999; 24:172-180.
87. Fritz UB, Diedrich P, Finger WJ. "Self-etching primers: An alternative to the conventional acid etch technique". *J Orofacial Ortho* 2001; 62:238-245.
88. Oberländer H, Friedl K-H, Schmatz G. "Bond strength of polyacid-modified resins using a new one step adhesive system". *Oper Dent.* 2001; 26:127-133.
89. Hanning M, Reinhardt K-J, Bott B. "Composite-to-dentine bond strength, micromorphology of the bonded dentine interface and marginal adaptation of class II composite resin restorations using self-etching primers". *Oper Dent.* 2001; 26:152-165.
90. Frankenberger R, Perdigão J, Rosa BT, Lopes M. "No bottle v/s multi-bottle dentine adhesive. A microtensile strength and morphological study". *Dent Mater.* 2000; 17:373-380.
91. Pashley DH, Tay FR. "Aggressiveness of contemporary self-etching adhesive Part II: Etching effects on ground enamel" *Dent Mater.* 2001; 17:430-444.
92. Bouillaguet S, Gysi P, Wataha JC, et al. "Bond strength of composite to dentine using conventional, one step, and self etching adhesive systems". *J Dent* 2001; 29:55-61.
93. Brackett WW, Ito S, Nishitani Y, Haisch LD, Pashley DH. "The microtensile bond strength of self-etching adhesives to ground enamel". *Oper Dent.* 2006 May-Jun; 31(3):332-7.
94. Hobson RS, Rugg-Gunn AJ, Booth TA. "Acid-etch patterns on the buccal surface of human permanent teeth". *Arch Oral Biol* 1996; 47:407-412.
95. Senawongse P, Sattabanasuk V, Shimada Y, Otsuki M, Tagami J. "Bond strengths of current adhesive systems on intact and ground enamel". *J Esthet Restor Dent.* 2004; 16(2):107-15.
96. Brudevold F. "A study of phosphate solubility of human enamel surface". *Journal of Dental Research* 1948; 27:230-329.
97. Miguez P, Castro S, Nunes MF, Walter R, Pereira P. "Effect of acid-etching on the enamel bond of two self-etching systems". *J Adhes Dent.* 2003 summer; 5(2):107-12.
98. Hashimoto M, Ohno H, Yoshida E, Hori M, Sano H, Kaga M, Oguchi H. "Resin-enamel bonds made with self-etching primers on ground enamel". *Eur J Oral Sci.* 2003 Oct; 111(5):447-53.
99. Ito K, Torii Y, Takimura T, Chikami K, Ishikawa K, Suzuki K. "Effect of priming time on tensile bond strength to bovine teeth and morphologic structure of interfaces created by etching primers". *International Journal of Prosthodontics* 2001; 14:225-230.
100. Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N. Bonding to dentin with a self-etching primer: The effect of smear layers. *Dent Mat* 2001;17:122-126

101. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin bonding mechanism. *J Esthet Dent* 1991;3:133-138
102. Hayakawa T, Kikutake K, Nemoto K. Influence of self-etching primer treatment on the adhesion of resin composite to polished dentin and enamel. *Dent Mat* 1998;14:99-105
103. Hume WR. Influence of dentin on the pulp-ward release of eugenol or acids from restorative materials. *J Oral Rehab* 1994;21:469-473
104. Chan K, Tay FR, King NM, Imazato S, Pashley DH. Bonding of mild self-etching primers/adhesives to dentin with thick smear layers. *Am J Dent* 2003;16:340-346