



**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLÓGÍA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLÓGÍA RESTAURADORA**

**“ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE LA RESISTENCIA ADHESIVA DE
RESTAURACIONES DE RESINA COMPUESTA REALIZADAS CON SINGLE BOND
UNIVERSAL© EN SUS FORMATOS DE GRABADO ÁCIDO TOTAL Y
AUTOGRABANTE”**

Cristopher Danilo Vega Letelier

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
CIRUJANO-DENTISTA**

TUTOR PRINCIPAL

Prof. Dr. Marcelo Bader Mattar

TUTORES ASOCIADOS

Dra. Silvia Monsalves Bravo

PRIVADO/10/02

**Santiago - Chile
2013**

DEDICATORIA

A mi familia, por su apoyo constante en este largo y a veces, sufrido camino, les dedico este trabajo. Papá, Mamá, hermanos: Gracias.

AGRADECIMIENTOS

Al Doctor Marcelo Bader, por su orientación y ayuda en este trabajo, por su siempre buena disposición y preocupación, y por su paciencia infinita con mi persona.

Al Doctor Pedro Terrazas por su ayuda, muchas gracias por dedicar parte de su tiempo en ayudarme.

A la Sisi, por su buena disposición y gratas conversaciones en las tardes de trabajo.

Al señor Marco Jorquera de la Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas, por su buena disposición y gran ayuda, indispensable para la ejecución de este trabajo.

A aquellos que estuvieron siempre, y me mostraron su cariño, apoyo y preocupación, alegrando mis años de estudio.

INDICE

1. Resumen	Página 1
2. Introducción	Página 3
3. Marco Teórico	Página 6
3.1. Resinas Compuestas	Página 7
3.1.1. Clasificación	Página 9
3.1.2. Polimerización	Página 13
3.1.3. Adhesión a Esmalte	Página 16
3.1.4. Adhesión a Dentina	Página 18
3.1.4.1. Técnica de Grabado ácido total	Página 20
3.1.4.2. Sistemas de autograbado	Página 22
4. Hipótesis	Página 26
5. Objetivo General	Página 26
6. Objetivos Específicos	Página 26
7. Materiales y Métodos	Página 27
8. Resultados	Página 31
9. Análisis de los resultados	Página 33
10. Discusión	Página 36
11. Conclusiones	Página 40
12. Sugerencias	Página 41
13. Bibliografía	Página 42
14. Anexos y Apéndices	Página 48

RESUMEN

En el presente trabajo se realizó un estudio in Vitro con el fin de evaluar y comparar la resistencia adhesiva de resinas compuestas adheridas a superficies dentarias con el adhesivo Single Bond Universal (3M ESPE) en formato autograbante y el mismo adhesivo ocupando un formato de grabado ácido total, las que fueron evaluadas frente a fuerzas de cizallamiento.

Para realizar el estudio se utilizaron 27 terceros molares humanos, sanos, recientemente extraídos. Previa confección de los cuerpos de prueba, los molares fueron sometidos a un curetaje para remover el ligamento periodontal, cortados a nivel del la raíz y en sentido vestíbulo-palatino/lingual, para así obtener dos mitades a las cuales se les eliminó los restos de cámara pulpar y se les alisó la superficie interna con fresas de grano fino hasta obtener una superficie totalmente plana. Sobre ellos se confeccionaron los cuerpos de prueba que consistieron en un cilindro de resina de dimensiones normadas que se adhirieron al sustrato dentario con las dos técnicas de adhesión, en 27 mitades de molares se realizó la técnica de autograbado, según las indicaciones del fabricante y en las 27 mitades restantes se realizó la técnica de grabado ácido convencional. Los cuerpos de prueba fueron sometidos al test de resistencia a la fuerza de cizallamiento en una máquina de ensayos universal INSTRON. Los resultados obtenidos en Nw fueron transformados a Kg/cm^2 para luego obtener los datos en MPa, estos resultados fueron sometidos a análisis estadístico mediante el Test Student, no encontrándose diferencias estadísticamente significativas en la resistencia adhesiva entre ambos grupos.

Se concluyó que las restauraciones de resina compuesta realizadas con el formato autograbante del adhesivo Single Bond Universal presentaron valores mayores en promedio que el de las restauraciones realizadas en el formato de grabado total del mismo adhesivo, pero esta diferencia no fue estadísticamente significativa.

Estos resultados pueden deberse a que la técnica de grabado ácido total, considerada la técnica más confiable y respaldada en la bibliografía general, obtiene excelentes resultados en esmalte, pero en dentina el rendimiento de los adhesivos autograbantes es mayor. En este trabajo de investigación se trabajó principalmente en dentina, siendo el área de esmalte limitada, lo que pudo equilibrar los resultados de los dos sistemas adhesivos.

INTRODUCCIÓN

Desde hace muchos años, uno de los principales materiales de obturación directa han sido las amalgamas de uso dental, ampliamente difundidas y usadas debido a sus buenas propiedades mecánicas, fácil manipulación, bajo costo y gran durabilidad en el tiempo. Sin embargo, el hecho de requerir adhesión mecánica al diente genera la necesidad de realizar preparaciones cavitarias con diseños retentivos (criterios de G.V. Black)(1), lo que debe hacerse a expensas de tejido dentario sano, además de que su uso está restringido sólo a piezas posteriores y no posee características estéticas, por lo que en la actualidad es rechazada por los pacientes (2).

Es así que en la búsqueda de un material que cumpliera con las necesidades estéticas se crearon materiales que fueran más parecidos a la estructura dentaria. Las resinas acrílicas nacieron con este objetivo, pero sus pobres propiedades físicas y mecánicas derivaron en la búsqueda de un material superior (3), y producto de sucesivas investigaciones en 1959 Bowen patentó una molécula de alto peso molecular llamada BIS-GMA, dando paso a la base de lo que serían las resinas compuestas, las que se han ido desarrollando con el paso de los años (4).

Entre las características de las resinas compuestas actuales tenemos principalmente la posibilidad de variar los colores y opacidades, y por lo tanto, mejorar en gran medida la mimetización de la obturación; además, por su forma de adhesión micromecánica no es necesario cavidades que favorezcan la retención mecánica, permitiendo la conservación de tejido sano (2).

Para lograr esta adhesión micromecánica, se idearon mecanismos adhesivos especiales que se componen de varios compuestos que permiten la adhesión de la resina compuesta al diente. Estos compuestos son básicamente un agente grabador ácido, un agente imprimante y un adhesivo propiamente tal (2); éstos pueden estar dispensados en distintas formulaciones, encontrándose en envases

separados, con el grabador ácido aparte, o todos en una sola botella; dependiendo de la generación a la que pertenezcan.

La tendencia ha sido utilizar sistemas adhesivos mono botellas, los cuales simplifican su uso y sus pasos operatorios, con el objetivo de obtener una adhesión del material más predecible y menos afectada por el manejo del operador (5).

El uso del agente grabador ácido tiene como finalidad desmineralizar la estructura dentaria generando microporosidades por donde fluirá el adhesivo creando las microretenciones, esto es una agresión al tejido que debe ser lo más contenida posible, ya que pueden quedar espacios desmineralizados sin impregnación del adhesivo, es decir, espacios donde el adhesivo no alcanza a llegar a las zonas más profundas de desmineralización (5,6).

Para evitar este problema, además de para simplificar el procedimiento operatorio, es que nacieron los adhesivos autograbantes. En estos adhesivos, el mismo compuesto adhesivo actúa como agente acondicionador, por lo que la impregnación de los monómeros del adhesivo van a la par con el frente de desmineralización (7,8).

Estos adhesivos fueron los últimos en salir al mercado y todavía su desempeño clínico, en general, se encuentra en entredicho, ya que aún cuando ha mejorado bastante, aún no superan en resultados a los sistemas adhesivos convencionales con grabado ácido previo (9).

Los adhesivos convencionales de grabado ácido previo logran excelentes niveles de adhesión tanto en esmalte como dentina, pero su manejo requiere cierta pericia debido a la mayor cantidad de pasos operatorios, lo que conlleva resultados variables según la prolijidad con la que se realice la técnica, además de un mayor tiempo operatorio (5).

Los adhesivos autograbantes en cambio simplifican el procedimiento clínico con el consiguiente ahorro de tiempo y con la disminución de fallas debido a problemas con el manejo de la técnica, pero sus niveles de adhesión a esmalte en

general son menores a los conseguidos con los adhesivos convencionales de grabado ácido previo (5). Se ideó por lo tanto un adhesivo que lograra las virtudes de ambos sistemas, naciendo de esta forma los adhesivos universales, los que pueden ser utilizados tanto con un grabado ácido previo a la aplicación del adhesivo o sin él, ya que además tiene características autograbantes.

Uno de los nuevos representantes de estos sistemas adhesivos es el Single Bond Universal (3M ESPE), adhesivo recientemente salido al mercado, que dice funcionar eficientemente con cualquier esquema adhesivo, ya sea grabado ácido total o autograbado. Este desempeño no ha sido comprobado por estudios independientes, por lo que este trabajo buscó analizar comparativamente in vitro la resistencia adhesiva de las restauraciones realizadas con Single Bond Universal en sus dos formatos adhesivos.

MARCO TEORICO

La odontología restauradora es la disciplina que se encarga de estudiar y aplicar de forma integrada el diagnóstico, tratamiento y pronóstico de las patologías dentales, con el fin de restablecer y/o mantener la forma, función y estética del paciente (10). Desde tiempos antiguos el hombre ha buscado reemplazar los tejidos dentales perdidos con diferentes materiales, por ejemplo, los antiguos fenicios y estruscos reemplazaban los dientes perdidos con dientes extraídos, marfil o conchas que ligaban con alambres de oro. Los mayas ocupaban piedras preciosas, cuarzo y oro para realizar incrustaciones en sus piezas dentarias, siendo éstas acciones los primeros indicios de la odontología restauradora (11).

La odontología ha evolucionado de gran manera desde estas épocas, siendo la odontología restauradora un campo extenso de investigación, donde cada día se va incrementando el conocimiento que luego es aplicado al campo clínico. El desarrollo de nuevos materiales dentales va en la misma dirección, con la búsqueda de materiales que permitan recuperar los tejidos de manera que cumplan con las características estéticas adecuadas, de gran importancia en nuestros días, pero que a la vez permitan su uso de manera simple, tengan buenas cualidades mecánicas y sean cómodos para el paciente.

Para llevar a cabo esta labor restauradora se hace imprescindible el uso de materiales restauradores, también llamados biomateriales, que son aquellos materiales utilizados en relación a un medio biológico y que son empleados para devolver o cambiar un tejido deficiente, por medio de una restauración dentaria (12). Estos materiales pueden ser clasificados en materiales de restauración directa y materiales de restauración indirecta (12).

Los materiales de restauración directa son aquellos que se trabajan preparando una masa plástica fuera de boca, que posteriormente es llevada a la boca del paciente y se coloca en la zona a restaurar, donde se talla y se le da forma, para luego endurecer in situ.

Dentro de los materiales de restauración directa tenemos actualmente (13):

- Las amalgamas dentales.
- Los cementos de vidrio ionómero.
- Las resinas compuestas.

Los materiales de restauración indirecta, en cambio, son aquellos materiales a los que se les da forma definitiva fuera de la boca, y una vez hecho esto se lo lleva a posición en el diente correspondiente, donde debe ser fijado mediante un medio de cementación (12,13).

Dentro de los materiales de restauración indirecta tenemos en la actualidad, entre otros: (12)

- Las aleaciones dentales para colado metálicas, tanto de metales nobles como no nobles.
- Las resinas compuestas, polividrios o cerómeros.
- Las porcelanas dentales.

Dentro de los materiales de restauración directa, las resinas compuestas son las más utilizadas en la actualidad debido a sus ventajas estéticas (14).

Resinas compuestas

El origen de este material se remonta a 1959, cuando R.L. Bowen crea un nuevo tipo de molécula orgánica de alto peso molecular, y que es capaz de sufrir un proceso de polimerización. Esta molécula es llamada BIS-GMA (Bisfenol A Glicil Metacrilato), y permitía mejorar en gran medida las propiedades de las resinas acrílicas usadas anteriormente para realizar restauraciones estéticas y que adolecían de grandes problemas como su elevada contracción de polimerización, sus grandes cambios dimensionales térmicos, sus bajas propiedades mecánicas y su falta de estabilidad de color (12). En cambio, este nuevo monómero BIS-GMA, por su mayor peso molecular, generaba una matriz con mucha menor contracción

de polimerización, menos cambios dimensionales térmicos y mayor resistencia mecánica (2,12)

A esta molécula orgánica se le agregó posteriormente un relleno inorgánico constituido por partículas de cuarzo o silicatos, que permitieron mejorar aún más sus propiedades mecánicas y ópticas (12).

En general, podemos decir que una resina compuesta, llamada también composite, es un material combinado constituido por al menos, 2 materiales de naturaleza química diferente (15). Actualmente se puede decir que las resinas compuestas están constituidas por 3 fases diferentes: Una fase matriz orgánica o de resina, una fase dispersa o de relleno inorgánico, y una fase interfacial o de unión, que está compuesta por una molécula bifuncional capaz de interactuar con las dos fases restantes simultáneamente (2,16).

La fase orgánica está constituida principalmente por distintos monómeros de alto peso molecular, baja volatilidad y baja contracción de polimerización. Entre los más comunes encontramos derivados del Bis-GMA (bisfenol A glicidil metacrilato), del Bis-EMA (bisfenol A dimetacrilato etoxilato), un poliuretano como el UDMA (dimetacrilato de uretano) o una mezcla de estos. También se presentan monómeros de TEGDMA (trietileno glicol dimetacrilato) o EDGMA (etileno glicol dimetacrilato) como diluyentes de manera de disminuir la viscosidad de la resina, iniciadores de reacción fotoquímicos como la dicetona o la canforoquinona para permitir el endurecimiento del material, además de algunos inhibidores de esta reacción (2,17).

La fase dispersa o de relleno está constituida por partículas de diferentes tamaños que mejoran las propiedades de la fase orgánica, tales como disminuir la contracción de polimerización, contrarrestar el coeficiente de variación dimensional, aumentar la resistencia mecánica y a la abrasión, además de un comportamiento óptico más adecuado. Las partículas de relleno más utilizadas son las de cuarzo o vidrio de bario y son obtenidas de diferentes tamaños a través de diferentes procesos de fabricación (pulverización, trituración, molido). Las partículas de cuarzo son dos veces más duras y menos susceptible a la erosión

que el vidrio, además de que proporcionan mejor adhesión con los agentes de conexión (Silano). También son utilizadas partículas de sílice de un tamaño aproximado de 0,04 μm (micropartículas), las cuales son obtenidas a través de procesos pirolíticos (quema) o de precipitación (sílice coloidal) (12,18).

En la actualidad, la mayoría de los composites contiene rellenos de cuarzo fundido, vidrios de aluminosilicato, vidrios de borosilicato, sílice pirolítica coloidal, cristales de silicio con bario, estroncio, zinc o yterbio, y litio e hidroxiapatita sintética (3,17). El porcentaje de relleno varía según el tipo de resina compuesta, y puede ir desde el 50% al 85% del total del composite (15).

La fase interfacial o de unión es la que permite el enlace entre las dos fases anteriores, mejorando las propiedades físicas y mecánicas al transmitir las fuerzas entre las fases (2), además de proporcionar estabilidad hidrolítica para prevenir la infiltración de agua entre la interfase relleno-resina (2,3).

Esta fase está formada por una molécula bifuncional, con un grupo silano en un extremo y un grupo metacrilato en el otro extremo, lo que le da la capacidad de unirse mediante enlaces iónicos al relleno y covalentes a la matriz de resina (19).

Las resinas compuestas necesitan sufrir de un proceso de polimerización para obtener su estado final en la preparación dentaria, el cual puede activarse de manera química, en desuso actualmente, o fotoquímica, esta última mediante un haz de luz visible.

Clasificación de las resinas compuestas

Existen distintas clasificaciones según el parámetro a analizar, estos pueden ser el tipo de activación de la polimerización, el porcentaje de relleno, según el tamaño de las partículas de relleno y según la composición de la matriz:

Según el tipo de activación de la polimerización tenemos:

- **Resinas compuestas de activación química:** Se suministran en dos pastas, una de ellas con un iniciador a base de peróxido de benzoílo, y la

otra con un activador base de una amina terciaria aromática (15). Tienen la desventaja de que al mezclar las pastas se agrega aire a la mezcla, lo que fragiliza el polímero posterior al quedar poros, además de que el oxígeno inhibe el proceso de polimerización. Otro problema de estas resinas es que el operador no tiene control sobre el tiempo de endurecimiento. Sufren además, de un cambio de color a través del tiempo debido a la degradación de los subproductos generados en la reacción de activación del material (12).

- **Resinas compuestas de activación por luz:** Se suministran en una sola pasta y permiten al operador completar la inserción y el modelado de la restauración antes de que comience el endurecimiento (15). El proceso es mucho más rápido y no es tan sensible al oxígeno como en el proceso de activación química (15). No necesitan mezclado por lo que se consigue una menor porosidad. Emplean una amina alifática como activador lo que mejora la estabilidad del color. Sus desventajas son la necesidad de incrementos pequeños para asegurar una buena profundidad de polimerización, su sensibilidad a la luz ambiente y su uso complejo en zonas de poca visibilidad donde la luz no puede llegar adecuadamente.
- **Resinas compuestas de activación dual:** En este tipo de resinas se asocian los dos mecanismos antes usados. Nacieron con el objetivo de superar la limitación de la profundidad de activación y endurecimiento. Se componen de dos pastas, una de ellas contiene peróxido de benzoílo y la otra una amina terciaria aromática. Se usan principalmente en el cementado de incrustaciones de cerámica gruesa. Sus problemas son los propios de las resinas de activación química, es decir, la porosidad y la inhibición por aire.
- **Resinas de activación por temperatura:** Principalmente se usan en la confección de restauraciones indirectas como método adicional de polimerización.

La clasificación más expandida, sin embargo, es la clasificación enunciada por Lutz y Phillips en 1983 de acuerdo al tamaño de las partículas de relleno. Esta clasificación difiere un poco a los materiales usados hoy en día, ya que la mayoría de los materiales compuestos pertenecen a los nanocompuestos: estos son los materiales compuestos de nano-rellenos, compuestos de relleno nano-híbridos o compuestos micro-híbridos (19), aún así, sigue siendo la clasificación más popular y divide a los materiales de la siguiente manera:

Resinas de macrorelleno o convencionales: son las primeras en aparecer en el mercado, las partículas de relleno eran de cuarzo o vidrio y tenían un tamaño que iba desde los 10 a 50 μm (19,18). La alta carga de relleno se logró con estas partículas grandes, lo que disminuyó la contracción de polimerización y aumentó la resistencia mecánica. Este tipo de resinas fue muy utilizada, sin embargo, el acabado superficial era pobre debido al desgaste preferencial de la matriz resinosa, propiciando la prominencia de grandes partículas de relleno, más resistentes al desgaste. Además, la rugosidad derivaba en poco brillo superficial y en una mayor tendencia a la pigmentación y al acúmulo de placa bacteriana.

Estas resinas tienen una buena resistencia a la compresión en relación al esfuerzo a las que son sometidas y tienen un buen rendimiento en aplicaciones en que se deben soportar fuerzas de oclusión intensas como en las piezas posteriores, ya que el módulo elástico o de rigidez de los composites depende fundamentalmente de la cantidad de relleno volumétrico (20). Los rellenos más utilizados en este tipo de resinas fueron el cuarzo y el vidrio de estroncio o bario (18).

Resinas de Microrelleno: estas resinas se desarrollaron para suplir las deficiencias de pulido que presentaban las resinas de macrorelleno. Estas contienen relleno de sílice coloidal con un tamaño de partícula entre 0.01 y 0.05 μm (18,21). Debido a su pequeño tamaño y su mayor superficie de contacto por unidad volumen, las partículas absorben una mayor cantidad de matriz monomérica, lo que genera que sólo pueda agregarse una pequeña cantidad de partículas (del orden del 38% del volumen), por lo tanto las propiedades mecánicas son inferiores a las resinas de macrorelleno.

Clínicamente estas resinas se comportan mejor en la región anterior, donde las tensiones masticatorias son relativamente pequeñas, proporcionan un alto pulimento y brillo superficial, confiriendo alta estética a la restauración. Sin embargo, cuando se aplican en la región posterior muestran algunas desventajas, debido a sus inferiores propiedades mecánicas y físicas, ya que, presentan mayor porcentaje de sorción acuosa, alto coeficiente de expansión térmica y menor módulo de elasticidad (18).

Resinas Híbridas: se desarrollaron con el objetivo de obtener un material mejorado con las cualidades de las dos resinas anteriores. Se componen por lo mismo de una mezcla de partículas: micropartículas de 0,05 μm y macropartículas de 1 a 10 μm . aproximadamente, con un promedio sobre el micrón (22,23). Sus características principales son que disponen de una gran gama de colores, una menor contracción de polimerización, menor sorción acuosa, además de excelentes características de pulido y texturización, abrasión, desgaste y un coeficiente de expansión térmica muy similar al experimentado por las estructuras dentarias, pudiendo ser usadas tanto en el sector anterior como en el posterior (18).

Resinas Microhíbridas: son materiales intermedios entre las resinas híbridas y las resinas de microrelleno, optimizando así las cualidades de pulido y de resistencia mecánica y al desgaste. Presentan los dos tipos de partículas de las resinas compuestas híbridas, pero con un tamaño máximo no superior a los 3 μm y con un promedio de ellas entre 0.4 y 0.9 μm . Esto permite obtener un mayor porcentaje volumétrico de relleno y por ende una menor cantidad de matriz orgánica, lo que les confiere una menor contracción de polimerización, un menor coeficiente de expansión térmica y de sorción acuosa. Esto disminuye el estrés de la polimerización y la generación de microbrechas, que son los responsables de la filtración marginal, los cambios de color del margen de la restauración, la penetración bacteriana y la posible sensibilidad post-operatoria. Dada su capacidad de pulido, poseen buenas propiedades estéticas, estabilidad de color y buena resistencia al desgaste y a la fractura (18).

Resinas de Nanorelleno: Este tipo de resinas son un desarrollo reciente, contienen partículas con tamaños menores a 10 nm (0.01 μ m), en promedio de 25 nm. Este relleno se dispone de forma individual o agrupados en "nanoclusters" o nanoagregados de aproximadamente 75 a 200 nm. Esto incrementa el porcentaje de relleno a niveles de 90%-95% en peso, controlando de mejor manera la contracción de polimerización y mejorando las características físicas. El uso de la nanotecnología en las resinas compuestas ofrecen alta translucidez y un pulido superior, similar a las resinas de microrelleno, pero manteniendo propiedades físicas y de resistencia al desgaste equivalente a las resinas híbridas. Por estas razones, tienen aplicaciones tanto en el sector anterior como en el posterior (18).

POLIMERIZACIÓN

La polimerización de las resinas compuestas consiste en un proceso de unión de moléculas monoméricas en una estructura polimérica reordenada, mediante el reemplazo de los dobles enlaces dentro de los monómeros por los enlaces simples entre monómeros. Esto debido a la acción de radicales libres de alta energía, generados por un iniciador activado de manera química o física (17).

Factores que afectan la calidad de la polimerización (12)

- Tipo de material: materiales más oscuros u opacos necesitan una mayor cantidad de luz para completar la polimerización, ya que la profundidad de polimerización es menor.
- Unidad de luz empleada: tiene que tener una intensidad lumínica adecuada, y un espectro de radiación acorde a la necesaria por el activador.
- Tiempo de fotoactivación: un tiempo reducido de exposición no generará una polimerización completa.
- Espesor del material: No debe ser mayor a 2 mm de espesor, ya que la luz al penetrar en la masa del material es absorbida y va perdiendo su capacidad de polimerizar.

- Distancia luz-material: debe ser mínima evitando siempre el contacto del material con la punta de la lámpara. Así se optimiza la potencia por unidad de superficie irradiada y la calidad de la polimerización es superior.

Todo proceso de polimerización de una resina compuesta conlleva dos fenómenos asociados: la generación de calor, debido que es un proceso exotérmico, y una contracción de polimerización, esta es inherente al material y no se puede evitar (3).

La exotermia de la reacción tiene poca importancia clínica debido a su baja magnitud (24), al contrario, la contracción de polimerización es un fenómeno de gran importancia clínica y que si no es tomado en cuenta puede repercutir clínicamente en los resultados.

Debido a la polimerización, los sistemas de resina se contraen, producto de la formación de una red macromolecular (2), en este proceso se produce un reordenamiento espacial de las moléculas que constituyen finalmente un polímero que espacialmente ocupa un menor espacio que el que tenían en la fase líquida o plástica previa (3). Esta contracción varía dependiendo del tipo de resina compuesta, y sus valores varían entre 1,5 y 4% del volumen de éstas a las 24 horas de endurecimiento (15). Esta contracción es un proceso complejo en el cual se generan fuerzas internas en la estructura del material que se transforman en tensiones cuando el material está adherido a más de una superficie, pudiendo quedar como tensiones residuales una vez finalizando el proceso de polimerización (2).

En muchas ocasiones estas tensiones se traducen en fallos adhesivos de la restauración, donde ésta se despegas de las paredes de la cavidad; o en fallos cohesivos de la misma, con aparición de grietas en la fase resina. Si la interfase diente-restauración permanece intacta, la contracción de polimerización puede provocar el fenómeno de flexión cuspídea en las cavidades MOD, movimiento responsable en ciertos casos de sensibilidad post operatoria o fracturas de

cúspides. Por lo tanto, la contracción de polimerización es uno de los factores que más va a influir en la longevidad de una restauración de resina compuesta (2,17).

De acuerdo a lo anterior, la Contracción de Polimerización puede ocasionar (13):

- Brechas en el borde cavo superficial.
- Pigmentación de la brecha marginal diente – restauración.
- Estrés interno de la resina.
- Deflexión intercuspídea.
- Sensibilidad postoperatoria por posible microfiltración o problemas de la técnica de aplicación del adhesivo o de la resina compuesta.
- Recurrencia de caries.

Por lo mismo el clínico debe aplicar determinadas maniobras para poder contrarrestar este fenómeno, mediante una técnica operatoria adecuada.

Una de las formas utilizadas para evitar estos sucesos es mediante el uso de una técnica incremental adecuada, en la cual se sugiere no agregar incrementos de más de dos milímetros de grosor entre cada fotoactivación, y que éstos vayan hacia una sola pared cavitaria, de manera que las tensiones generadas en la fotoactivación sean de poca magnitud y localizadas, controlando de cierta manera el factor C, ya que generalmente, cuanto menor sea el área libre o no adherida en una restauración, la resina compuesta tendrá menor capacidad para fluir durante la contracción de polimerización y por lo tanto, el estrés generado en la interfase será mayor (2). Por lo tanto, con una adecuada técnica incremental lograremos bajar el factor C a valores menores a 1, debido al aumento de la superficie libre.

Algunos autores hablan de ir aumentando gradualmente la intensidad de la luz, de manera de aumentar el tiempo de la fase pre gel de endurecimiento del material (25), lo que le proporcionaría más tiempo al material para liberar tensiones antes de llegar a un estado sólido, en el cual las tensiones ya no pueden ser liberadas (2).

Otro procedimiento, utilizado en forma concomitante a la técnica incremental para optimizar el sellado de la restauración es el uso del acondicionamiento

dentario previo junto a la aplicación de un adhesivo específico que permita la unión de la resina compuesta a las estructuras dentarias.

El acondicionamiento dentario ayuda a reducir la presencia de brechas si es realizado de la manera adecuada, ya que genera una superficie sin contaminación de ningún tipo, un esmalte libre de humedad con un patrón de grabado de los prismas del esmalte adecuado, y una malla colágena indemne en la dentina, lo que permite obtener un sustrato con una energía superficial alta, que facilitará la impregnación por parte del adhesivo de todas las superficies y su escurrimiento en la profundidad de ellas, favoreciendo una traba micromecánica óptima que se opondrá a las tensiones generadas por los procesos de polimerización y evitará la aparición de posibles brechas entre el diente y la restauración.

De acuerdo a lo anterior, idealmente la unión a estructuras dentarias se puede conseguir mediante (2):

- Grabado ácido de esmalte y dentina.
- Formación de “tags” de resina.
- Formación de uniones fuertes, mediante mecanismos químicos y micromecánicos.
- Uniones químicas a los componentes inorgánicos de las estructuras dentales y
- Uniones químicas a los componentes orgánicos de la estructura dental.

Lo que se pretende lograr en la odontología adhesiva es que se produzcan enlaces químicos de tipo primarios. Sin embargo, las resinas compuestas no logran este tipo de adhesión y sólo se produce una adhesión micromecánica basada principalmente en la técnica de acondicionamiento e imprimación dentaria.

Adhesión a Esmalte

La estructura dentaria adamantina cuenta con características que permiten un grabado adecuado, predecible y efectivo de cara a la técnica adhesiva, necesaria para unir la resina compuesta a la estructura dentaria.

El esmalte está compuesto en su gran mayoría por mineral, específicamente hidroxiapatita, la cual llega a ser el 96% en peso del tejido adamantino; el porcentaje restante es materia orgánica y agua (26). La porción mineral está conformada por cristales de hidroxiapatita que conforman prismas de aproximadamente 5 μm de grosor y van desde la unión amelo-dentinaria hasta casi la superficie dentaria, donde el esmalte se vuelve aprismático (27).

Es por esta gran cantidad de contenido mineral que el esmalte se considera el tejido más duro del cuerpo humano. Además conforma un tejido homogéneo y que por la naturaleza iónica de los cristales genera una gran energía superficial siempre y cuando la superficie se encuentre libre de contaminantes, además, el esmalte al ser fresado deja una superficie que dificulta la retención micromecánica.

Es por lo anterior que para lograr una adhesión de una resina compuesta a la estructura dentaria adamantina, esta debe ser preparada previamente con una limpieza mecánica y una limpieza química, de modo de eliminar el esmalte contaminado. Generalmente se utilizan geles de ácido fosfórico en concentraciones de entre 30 al 40%. Este procedimiento, llamado grabado ácido, permite obtener gran cantidad de lugares retentivos microscópicos, lo que aumenta el área de contacto y la energía superficial del esmalte (28). Estas micro retenciones permiten el paso y la penetración de un compuesto resinoso fluido, que al polimerizar en este lugar establecen una trabazón micromecánica y reológica en los llamados “tags” de resina (27,29,30,31).

De acuerdo a lo anterior, el grabado ácido del esmalte permite:

- Aumentar microscópicamente la superficie total del esmalte, 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.
- La formación de micro cavidades retentivas en el esmalte.

El grabado ácido en esmalte logra resultados generalmente predecibles y con buenos resultados clínicos (32). De hecho Gwinnett y Silverstone describieron tres tipos de patrones de grabado y sus características adhesivas (13,31,33).

- Tipo I: Es aquel en el cual se disuelve más el centro de cada prisma, quedando el aspecto de empalizadas unidas con depresiones entre ellas.
- Tipo II: Es aquel en el cual se disuelve más la periferia que el centro del cristal, con lo que quedan pequeñas islas de esmalte rodeados de surcos y grietas entre ellas.
- Tipo III: es una mezcla de los patrones anteriores.

La magnitud del grabado puede variar debido a factores como el tipo de esmalte de la pieza dentaria (temporal o permanente), la exposición a fluoruros o el grado de maduración del esmalte. En casos que se necesite un grabado más profundo se aconseja aumentar el tiempo de exposición al ácido, pero a expensas de grabados sucesivos, no en un solo grabado (13).

La fuerza de adhesión a esmalte está en alrededor de los 20 a 40 MPa según estudios in vitro (13,26), siendo eficaces y suficientes para cumplir los requisitos clínicos adhesión. Se considera la adhesión a esmalte mediante el grabado ácido previo el “Gold Estándar” en cuanto adhesión (34).

Adhesión a Dentina

La dentina difiere del esmalte en forma significativa ya que es un tejido con un menor contenido mineral, de alrededor del 70%, y con un mayor contenido orgánico, principalmente colágeno tipo I, IV y V, además de tener una mayor cantidad de agua. Está constituida anatómicamente por túbulos que se extienden desde la pulpa dental hasta la unión amelodentinaria, que contienen el proceso odontoblástico y forman entre sí un substrato microporoso.

La matriz dentinaria propiamente dicha está compuesta por fibras colágenas, hidroxapatita, glicosaminoglicanos, factores de crecimiento y proteínas osteogénicas, entre otros componentes trazas. Esta matriz, cuya composición y situación tridimensional varía dependiendo de la profundidad, juega un rol

fundamental en los mecanismos de adhesión (34). A nivel de la unión amelo dentinaria la cantidad de túbulos es menor y ocupan una menor área, a diferencia de las zonas cercanas a la cámara pulpar donde los túbulos dentinarios son amplios y numerosos, por lo que la cantidad de tejido orgánico y agua es mayor. La dentina además es un tejido que responde a las noxas, mediante distintos mecanismos, pero principalmente mediante la aposición de dentina y la obliteración de los túbulos dentinarios, por lo que se trataría también de un tejido cambiante, en el que factores como la presión intrapulpar debido al constante fluido que fluye desde la pulpa, la humedad intrínseca, la profundidad y el tipo de dentina presente no son siempre los mismos (35).

Debido a su complejidad histológica, la adhesión en dentina es más difícil y menos predecible que en el esmalte (34,35). Por otro lado está la presencia de barro dentinario, que corresponde a un depósito de restos de tejidos dentarios y agua, más otros elementos firmemente adheridos a la dentina después del fresado realizado durante la preparación cavitaria (13). Estos depósitos juegan un rol clave en los mecanismos de adhesión (36,37), ya que constituyen una barrera física, y que debe ser disuelta o permeabilizada para que los monómeros contenidos en los adhesivos puedan contactar directamente la superficie dentinaria (5).

Tomando en cuenta la morfología dentinaria, se establece que los fenómenos adhesivos se generan de manera idónea en la dentina superficial y media, porque en la dentina profunda, el porcentaje agua/fibras colágenas son inversamente proporcionales, es decir, el contenido de agua aumenta, mientras disminuye el porcentaje de fibras de colágeno, lo cual es contraproducente para lograr una adhesión efectiva, porque la unión micromecánica se produce con la red colágena, previa desmineralización (36).

En 1979 Fusayama y colaboradores desarrollaron la técnica de grabado total, donde se graba tanto el esmalte como la dentina con ácido ortofosfórico al 37% de forma simultánea (34,38).

Esta técnica remueve el barro dentinario, descalcifica la dentina intertubular y peritubular, aumenta la permeabilidad dentinaria y ensancha las túbulos (4). Sin

embargo, estudios demostraron que la remoción de barro dentinario producía el movimiento hacia el exterior del fluido dentinario, y por ende aumentaba la humedad, perjudicando la adhesión, lo que se traduce en la formación de brechas marginales durante el endurecimiento de la resina, lo que provocaría sensibilidad postoperatoria (34).

A partir de esta problemática se generan dos alternativas para aumentar la fuerza de adhesión, una de ellas es remover por completo el barro dentinario y la otra es utilizar adhesivos que penetren el barro dentinario para alcanzar la matriz dentinaria (1,15).

Es así que surgen dos estrategias distintas de grabado, una de ellas es el grabado ácido total, donde se aplica gel de ácido fosfórico por un periodo máximo de 15 segundos seguido de un lavado y secado selectivo, con lo cual se logra eliminar el barro dentinario y exponer la malla colágena; y la otra, son los sistemas autograbantes que acondicionan tanto dentina como esmalte con una solución de monómeros acídicos, sin remover el barro dentinario, el cual es integrado a la fase adhesiva (39,40,41).

Técnica de Grabado ácido total

Es el primer procedimiento mencionado anteriormente y corresponde a la técnica de hibridación, la cual consiste en realizar el acondicionamiento de las estructuras dentarias con ácido fosfórico, para posteriormente aplicar el sistema adhesivo compuesto por un agente imprimante y un adhesivo propiamente tal, los cuales se unen micromecánicamente a las microporosidades generadas en el esmalte y a las fibras colágenas de la dentina que quedan sin sustento mineral, trabándose allí y dando origen a la denominada capa híbrida (42).

El objetivo principal de esta técnica es crear microporosidades en el esmalte, eliminar el barro dentinario y abrir los túbulos de la dentina, permitiendo que las microporosidades del esmalte, el colágeno expuesto y la porción más externa de los túbulos dentinarios sirvan de retención de la resina adhesiva, asegurando el sellado de los túbulos y los márgenes de la restauración. Para

lograr esto, el clínico debe realizar algunas etapas de preparación para lograr el sustrato adecuado (39).

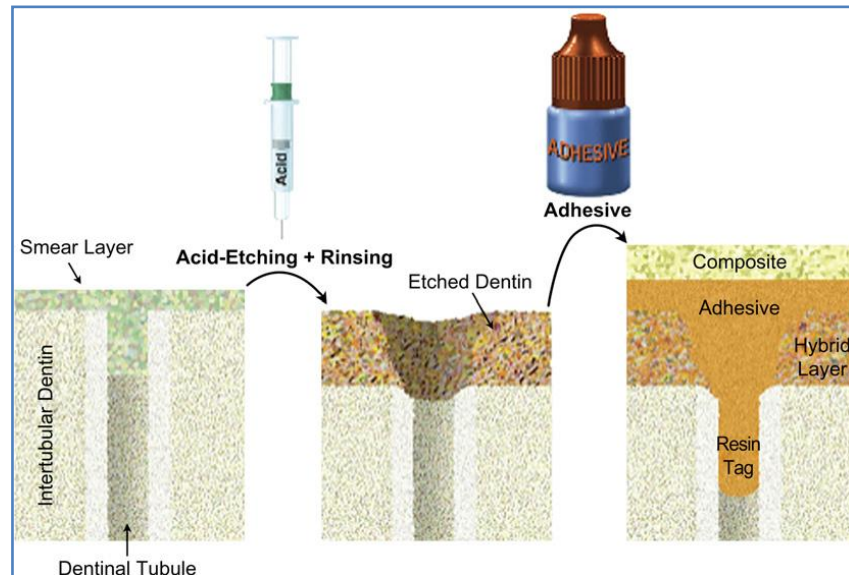


Imagen 1: Aplicación de adhesivo convencional de grabado ácido total en dentina (Perdigão 2007).

Con esta estrategia de grabado se logran en esmalte superficies con los patrones de grabado característicos y que serán impregnados posteriormente con la resina, logrando resultados clínicos favorables.

En dentina en cambio, los resultados son más dispares, ya que el grabado deja la malla colágena expuesta y abre parcialmente la porción más externa de los túbulos dentinarios. Se ha visto sin embargo, que el grado de impregnación por parte de la resina es variable, pudiendo quedar zonas en donde la resina no alcanza a fluir adecuadamente, y por lo tanto, no llega a hibridizar completamente la dentina desmineralizada. Sin la protección de la hidroxiapatita natural o en su defecto del componente de resina del adhesivo, las fibras expuestas de colágeno sufren una degradación biológica por lo que se sugiere que no se conseguiría una unión estable ni un sellado adecuado, siendo lo ideal que no quede dentina grabada sin hibridizar (34,43,44).

Este problema puede estar relacionado en parte con la manera en que los agentes de unión utilizados en este procedimiento son usados. El agente grabador

se usa primero para desmineralizar la dentina. Completado este paso, se debe lavar cuidadosamente y aplicar el agente de unión a la dentina para completar el proceso de aplicación. A menos que el odontólogo sea muy cuidadoso con el número de aplicaciones del agente imprimante y también con el tiempo necesario para permitir una difusión completa del adhesivo dentro de la dentina desnaturalizada, no se logrará una penetración adecuada.

Existen también otros factores que pueden afectar este nivel de penetración. Resecar la preparación, evitando dejar agua residual en la superficie (para una adhesión en húmedo) puede frenar la penetración del agente imprimante en la dentina. Pero un exceso de humedad en la superficie puede tener el mismo efecto. Otra fuente potencial de una inadecuada difusión del adhesivo puede ser la vaporización prematura del solvente (alcohol o acetona) contenido en el agente de unión. El solvente cumple la función de ocupar el lugar del agua presente en la dentina, para posteriormente al evaporarse ser reemplazado por las moléculas del monómero, evitando simultáneamente el colapso de la malla colágena. Si el solvente no funciona adecuadamente, queda agua en la estructura dentinaria, lo que genera una adhesión comprometida (45).

Debido a la necesidad de simplificar el procedimiento operatorio y lograr una adhesión más estable en dentina es que se idearon los sistemas adhesivos autograbantes.

Sistemas de autograbado

Estos sistemas adhesivos eliminan el paso de grabado ácido al prescindir del ácido fosfórico, reemplazándolo por un agente imprimante ácido y una resina adhesiva, que no requiere lavado ni remueve la capa híbrida. Estos sistemas tendrían ciertas ventajas (39):

-Los procesos de desmineralización e infiltración ocurren de manera simultánea, generando una infiltración uniforme y completa de los polímeros en la dentina.

-Se podría manejar de manera adecuada la problemática de la deshidratación excesiva de la dentina, evitando de esta manera el colapso de la malla colágena, asegurando una buena infiltración del adhesivo.

En este proceso no hay necesidad de lavar subproductos de la reacción o residuos de ácido fosfórico como en la técnica de grabado ácido total, ya que los monómeros ácidos del agente imprimante polimerizan en la capa adhesiva. Dado que ambos procesos son simultáneos, la profundidad de la desmineralización y la penetración del agente de enlace debieran ser idénticas. Estas propiedades de los monómeros evitan la aparición de espacios vacíos que quedarían en la técnica de grabado total y evitarían el colapso de la malla colágena, asegurando una buena infiltración del adhesivo. Lo que se pretende es lograr una capa uniforme, mejorando la calidad de la unión resina-esmalte/dentina (39).

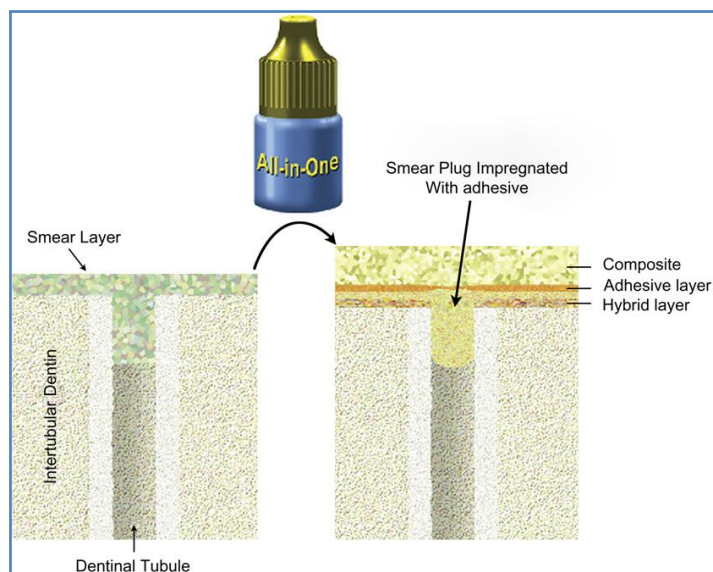


Imagen 2: Aplicación de adhesivo autograbante mono botella (Perdigão 2007).

Sin embargo, la penetración en el esmalte es muy autolimitada con estos productos, ya que, como el agente imprimante no se lava sino que sólo se seca con aire, las altas concentraciones de iones de calcio y fosfato resultantes del grabado tenderían a limitar la disolución de los cristales de hidroxiapatita,

autolimitando también la profundidad de desmineralización de la superficie del esmalte.

Es importante considerar que el sistema convencional de grabado produce una muy buena resistencia a la tracción tanto en esmalte intacto como en esmalte fresado, en cambio, con los agentes imprimantes de autograbado, la resistencia a la tracción disminuye significativamente en esmalte intacto (46), a pesar de que ambos sistemas dan una resistencia similar y aceptable en esmalte fresado. También el microscopio electrónico de barrido muestra que el patrón de grabado provocado por los agentes imprimantes de autograbado no es lo suficientemente profundo como para obtener una buena penetración de la resina adhesiva en el esmalte intacto (39,47).

En virtud de ello, continuamente se siguen desarrollando nuevos adhesivos con mecanismos mejorados, tratando de superar los problemas antes descritos de manera de conseguir resultados óptimos de resistencia y sellado, tanto en esmalte como en dentina. En virtud de ello se desarrollaron los sistemas adhesivos universales, es decir, que pueden ser usados con los esquemas adhesivos que se prefieran, ya sea con grabado ácido total, con autograbado, o con grabado selectivo del esmalte y autograbado en dentina. Uno de estos adhesivos es el sistema Single Bond Universal Adhesive (3M ESPE).

Este adhesivo es un adhesivo mono botella que según el fabricante puede ser usado en todas las superficies, ya sea esmalte, dentina, metal, cerámicas a base de vidrio, alumina o zirconia, además de restauraciones basados en metacrilato. El fabricante además afirma que puede ser utilizado con cualquier esquema adhesivo, ya sea grabado total, grabado selectivo o autograbado con resultados similares.

La composición de este adhesivo es básicamente la misma que la del adhesivo Adper™ Single Bond 2 (resinas de dimetacrilato, HEMA, copolímero de Vitrebond™, partículas de relleno, etanol, agua e iniciadores) pero con el aditivo del monómero MDP fosfatos y de silano, los que según el fabricante otorgan las siguientes características:

- Los copolímeros de Vitrebond otorgan una adhesión más consistente a dentina bajo condiciones de humedad o sequedad.
- Los monómeros MDP, que consisten en monómeros de metacrilato reemplazados parcialmente con monómeros de metacrilato fosforilados, optimizan el efecto autograbante, además de otorgar unión química a la zirconia, alúmina y metales sin la necesidad de un agente imprimante por separado.
- El silano, que es una molécula bifuncional que permite la unión química a las superficies cerámicas sin la necesidad del uso de un imprimante adicional.

Este nuevo sistema adhesivo, recientemente lanzado comercialmente en nuestro país, dice obtener un buen sellado marginal en las restauraciones, y además una respuesta muy favorable en cuanto a que no generarían sensibilidad post operatoria. Además dice obtener resultados similares en cuanto a resistencia adhesiva, ya sea si es ocupado con grabado ácido previo o en formato autograbante (48). Sin embargo, por su corto período de uso clínico, no existe evidencia científica acabada que avale lo antes señalado con respecto a sus reales resultados.

Es por ello que se realizó el presente estudio para evaluar el grado de resistencia adhesiva de este adhesivo tanto en su formato autograbante como en su formato de grabado ácido total.

HIPÓTESIS

Existen diferencias significativas en la resistencia adhesiva de las restauraciones de resina compuesta realizadas con el adhesivo Single Bond Universal en su uso con grabado ácido total comparado con su uso como adhesivo autograbante.

OBJETIVO GENERAL

Determinar si existen diferencias en la resistencia adhesiva de las restauraciones de resina compuesta realizadas con el adhesivo Single Bond Universal en su uso con grabado ácido total comparado con su uso como adhesivo autograbante.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Determinar la resistencia adhesiva de las restauraciones de resina compuesta realizadas con el adhesivo Single Bond Universal en su aplicación autograbante.
2. Determinar la resistencia adhesiva de las restauraciones de resina compuesta realizadas con el adhesivo Single Bond Universal en su aplicación con grabado ácido total.
3. Analizar comparativamente los resultados obtenidos.

MATERIALES Y METODOS

Este estudio se realizó en la Facultad de Odontología y en el Departamento de Mecánica de la Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas de la Universidad de Chile.

Muestra.

Se seleccionaron 27 (veintisiete) terceros molares superiores, recientemente extraídos y conservados en suero fisiológico y fueron mantenidos a temperatura ambiente hasta ser utilizados. Antes de ser utilizados, estos molares fueron limpiados y se les retiró todo resto de tejido blando utilizando agua y escobillas. El tamaño de la muestra se determinó mediante el criterio de significancia estadística. Un tamaño muestral, estadísticamente significativo, es aquel que determina que una relación entre las variables no es probable que haya ocurrido al azar. El tamaño mínimo de la muestra dependerá de cuanto se desvía la distribución de la población de una distribución normal. Tamaños de muestra de 15 a 30 son aptos si la población parece tener una distribución que se acerca a la normal, en caso contrario se necesitan muestras de 50 o más. Con un tamaño de muestra igual a 30, la forma de la distribución de los coeficientes de correlación de la muestra es prácticamente idéntica a la de una distribución normal, donde solo el 0,5% de los valores de la muestra se desviará desde cero hasta un $\pm 0,5$. Por lo que se justifica el tamaño de la muestra resultando estadísticamente significativo (49,50).

Procedimiento.

A cada pieza se le cortó la raíz y se seccionaron las coronas en dos mitades (mitades A y mitades B), formando así dos grupos de estudio.

Se les realizó un cono de resina en la parte curva de las mitades a la que se les incorporó una base de material acrílico de autocurado MARCHE dejando sólo la superficie plana expuesta, donde fue realizado el procedimiento de adhesión del experimento.

A cada mitad A se les aplicó el adhesivo Single Bond Universal según las instrucciones del fabricante para su protocolo con grabado ácido total, de acuerdo al siguiente procedimiento:

- Se aplicó en la preparación el gel de ácido ortofosfórico (35 % aprox.) y se dejó actuar por 15 segundos. Se lavó con agua por 30 segundos y se secó con papel absorbente cuidando no sobresecar.
- Se aplicó el adhesivo con un aplicador en toda la preparación evitando cualquier contaminación y se frotó por 20 segundos, recargando el aplicador si fuese necesario.
- Después se aplicó suavemente un ligero chorro de aire sobre el adhesivo por cerca de 5 segundos hasta que éste se dejó mover y el solvente se hubiese evaporado.
- Se fotoactivó el adhesivo con luz de fotocurado por 10 segundos y se continuó con el proceso de obturación.

A las mitades B se les aplicó el adhesivo Single Bond Universal según las instrucciones del fabricante, para su protocolo autograbante, de acuerdo al siguiente procedimiento:

- Se aplicó el adhesivo con un aplicador en toda la preparación evitando contaminación y se frotó por 20 segundos, recargando el aplicador si fuese necesario.
- Después se aplicó suavemente un ligero chorro de aire sobre el adhesivo por cerca de 5 segundos hasta que éste se dejó de mover y el solvente se hubiese evaporado.
- Se fotoactivó el adhesivo con luz de fotocurado por 10 segundos y se continuó con el proceso de obturación.

A ambos grupos se les realizó un cilindro de resina compuesta Filtek™ Z350 XT Body (3M ESPE) de 3 mm de alto y 6 mm de ancho adheridos a la superficie expuesta de los cuerpos de prueba. Para confeccionar cada cilindro se aplicó la resina de forma incremental, teniendo la precaución de que no quedaran poros o irregularidades en su interior ni en su superficie, el material se fotoactivó

utilizando una lámpara de fotocurado modelo 3M Elipar, con una potencia de 700 mW/cm², por un periodo de 20 segundos cada incremento, salvo el incremento final que se fotoactivó por 1 minuto.

Una vez confeccionados, los cuerpos de prueba fueron mantenidos a 37° C y 100% de humedad relativa por 48 horas antes de su testeo.

Los 54 cuerpos de prueba fueron testeados en la máquina de ensayos Universal Tinius Olsen, del Departamento de Mecánica de la Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas de la Universidad de Chile, siendo sometidas a fuerza de cizallamiento a una carga de 5 kN y a una velocidad de 2 cm/minuto, para determinar la resistencia de adhesión.

Análisis estadístico.

Los resultados obtenidos fueron tabulados y analizados con el programa estadístico IBM SPSS Statistics versión 1.8.

Se realizó un análisis descriptivo de los datos para posteriormente aplicar el test de Chapiro-Wilk para determinar la normalidad de la muestra y posteriormente el test ANOVA para determinar si existen diferencias estadísticas entre los grupos de estudio.



Imagen N° 3: Mitad de pieza dentaria, a ésta superficie se adhirió el cilindro de resina.



Imagen N° 4: Adhesivo Single Bond Universal.



Imagen N° 5: Cilindro de resina adherido a la mitad de pieza dentaria.

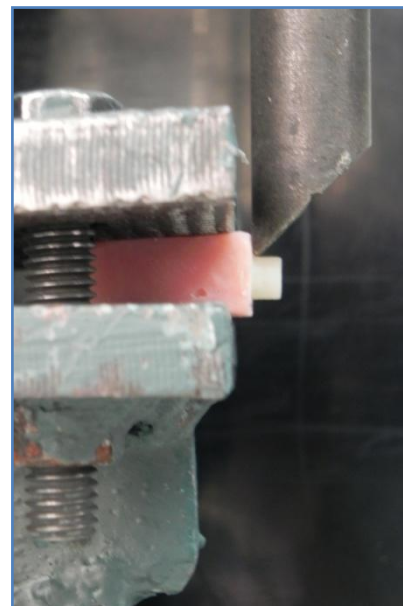


Imagen N° 6: Cuerpo de prueba listo para ser sometido a prueba de cizallamiento.

RESULTADOS

Se descartaron 14 cuerpos de muestras (7 por cada tipo de esquema adhesivo) por presentar fracturas en zonas como el cuerpo de acrílico o la pieza dentaria, ya que no correspondían al tipo de falla que se buscaba analizar, que era a nivel del adhesivo, es decir fracturas a nivel de la interfase resina-diente. Con esto, quedaron 20 cuerpos de muestra por grupo con datos válidos para el análisis.

Los resultados obtenidos tanto del sistema adhesivo convencional como del adhesivo experimental fueron tabulados y transformados de Kg*f (Kilogramo Fuerza) a MPa (Megapascales), unidad de medida internacional. Estos resultados se encuentran en las tablas N° 1 y 2.

Tabla N° 1: valores de fuerza adhesiva con técnica de autograbado

AUTOGRABANTE	Fuerza de Cizallamiento	Fuerza Adhesiva	
Cuerpos de prueba	(Nw)	(Kg/cm ²)	(Mpa)
1	458,928	166	16,231
2	427,700	154	15,126
3	431,354	156	15,256
4	423,00	153	14,960
5	450,477	162	15,932
6	368,300	133	13,025
7	415,994	150	14,712
8	440,000	159	15,561
9	384,620	139	13,603
10	465,751	168	16,472
11	430,088	155	15,211
12	436,373	157	15,433
13	486,984	176	17,223
14	423,392	153	14,974
15	459,222	166	16,241
16	405,325	146	14,335
17	469,713	169	16,612
18	436,888	158	15,451
19	408,144	147	14,435
20	436,716	158	15,445
Promedio	432,948	156	15,312
Desv. Estandar	28,581	10,3	1,010

Tabla N° 2: valores de la fuerza adhesiva con técnica de grabado total.

GRABADO TOTAL	Fuerza de Cizallamiento	Fuerza Adhesiva	
		(Kg/cm ²)	(Mpa)
Cuerpos de prueba	(Nw)		
1	445,023	160,5	15,739
2	411,871	148,5	14,567
3	372,074	134,1	13,159
4	416,071	150,0	14,715
5	407,848	147,1	14,424
6	375,000	135,2	13,262
7	451,702	162,9	15,975
8	409,097	147,5	14,468
9	405,123	146,1	14,328
10	404,231	145,8	14,296
11	425,848	153,6	15,061
12	403,827	145,6	14,282
13	398,950	143,8	14,110
14	441,544	159,2	15,616
15	459,699	165,8	16,258
16	407,850	147,1	14,424
17	431,547	155,6	15,262
18	408,075	147,1	14,432
19	424,450	153,0	15,011
20	445,426	160,6	15,753
Promedio	417,263	150,4	14,757
Desv. Estandar	23,496	8,4	0,831

La tabla N° 1 muestra los resultados obtenidos de la resistencia adhesiva de los cuerpos de prueba en los que se realizó el esquema adhesivo de autograbado. El mayor valor de resistencia adhesiva encontrado fue de 17,223 MPa con un promedio de 15,312 MPa, mientras la tabla N° 2 muestra los valores de resistencia adhesiva de los cuerpos de prueba obtenidos utilizando el esquema adhesivo en grabado total. El mayor valor de resistencia adhesiva encontrado fue de 16,258 MPa, con un promedio de 14,757 MPa.

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

RESISTENCIA ADHESIVA:

Los datos se sometieron primeramente a estudios de análisis estadístico descriptivo que permiten tener una aproximación de la estructura de los datos en cada uno de los tratamientos estudiados. En segundo término se realizó el análisis inferencial a través de la prueba de T test. El nivel de significación empleado en todos los casos fue de $\alpha = 0,05$.

Tabla N° 3: Resultados de análisis estadístico Shapiro-Wilk

Resistencia Adhesiva de Sistema Adhesivo	Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.
Autograbante	0,979	20	0,917
Grabado total	0,950	20	0,368

La distribución normal de los datos de los grupos en estudio, es uno de los requisitos para poder utilizar el test inferencial T test. Es por esto que, el primer paso es realizar una prueba de normalidad, debido al número de muestras, el test utilizado fue el de Shapiro wilk (menos de 50 muestras indican el uso de este test). La tabla indica que en ambos grupos estudiados el nivel de significancia es mayor a 0,05, por lo tanto, se ratifica la distribución normal de los datos (la hipótesis nula se refiere a que “existe distribución normal de los datos” y esta es ratificada por los resultados mostrados en la tabla).

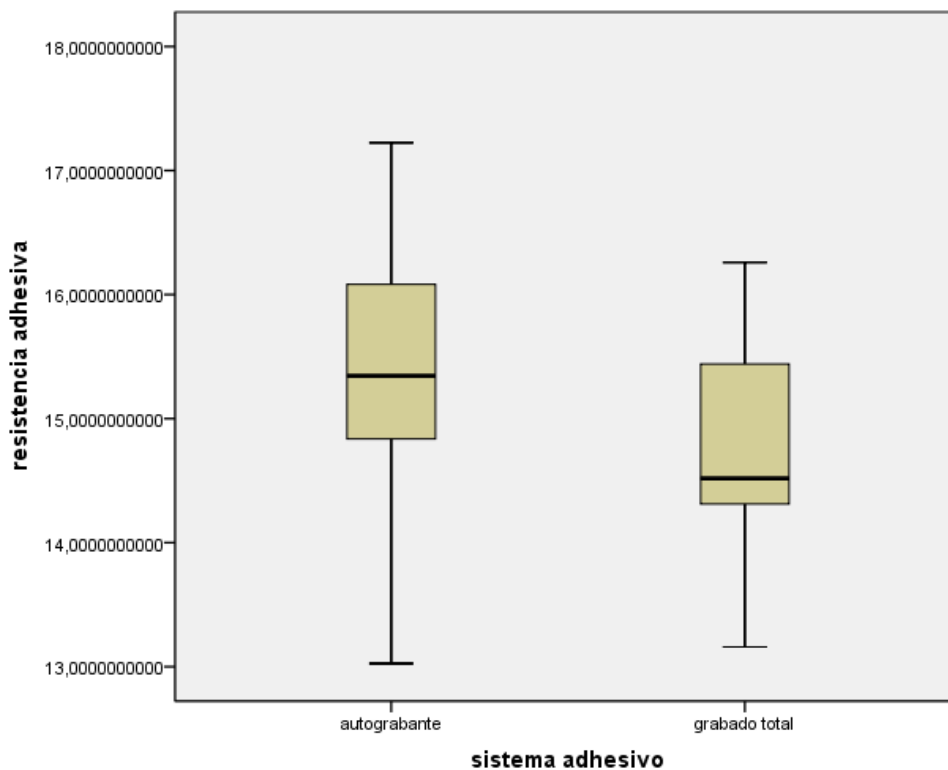
Tabla N° 4: Media, Desviación típica y error típico de la media para los resultados de los dos sistemas adhesivos.

Sistema Adhesivo	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
Autograbante	20	15,3124	1,010843	0,226
Grabado Total	20	14,7576	0,831024	0,1858

En la tabla 4 se muestra los Valores estadísticos descriptivos, en ella se observa que la media del grupo “Resistencia adhesiva en dientes con adhesivo Autograbante” es superior.

Los datos de esta tabla son representados en el gráfico de cajas y bigotes y ratificándose en ellos el análisis antes descrito.

Gráfico N° 1: Media, Desviación típica y error típico de la media para los resultados de los dos sistemas adhesivos.



Como segundo paso se realizó el análisis inferencial, para esto se utilizó el test student. Los requisitos para realizar este análisis inferencial son:

1. Que exista distribución normal de los valores de los grupos en estudio, requisito ratificado con el test de Shapiro Wilk.
2. La variable independiente debe ser Nominal, estas variables corresponden a los dos grupos denominados “SISTEMA ADHESIVO”
3. La variable Dependiente, es decir los valores de “resistencia adhesiva” debe ser numérica.

Tabla N° 5: Pruebas de muestras independientes.

Prueba de muestras independientes					
Resistencia adhesiva	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias		
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)
Se han asumido varianzas iguales	0,226	0,638	1,896	38	0,066
No se han asumido varianzas iguales	-	-	1,896	36,630	0,066

Asumiendo varianzas iguales de los grupos estudiados (debido a que el valor es 0,638), el nivel de significancia del T test es 0,066, el cual es mayor a 0,05, esto indica que los grupos estudiados NO presentan diferencias significativas. Es decir los valores de “resistencia adhesiva” de los grupos estudiados no presentan diferencias estadísticamente significativas.

DISCUSION

Últimamente, la salida de nuevos adhesivos al mercado, conlleva una gran propaganda. Este boom comercial, principalmente de adhesivos autograbantes ha llevado a evaluar continuamente esta nueva alternativa en la búsqueda de una mejor y más fácil adhesión, ya que muchos materiales salen al mercado sin un estudio acucioso de sus características.

Los estudios recientes empiezan a mostrar la eficacia de estos adhesivos, aunque los resultados varían mucho de un autor a otro, producto de las variadas metodologías empleadas, tanto en los estudios de microfiltración como los de resistencia mecánica, y es complejo evaluar el respaldo científico, ya que es difícil generar estudios que avalen su comportamiento clínico en el transcurso del tiempo.

Hay que tener en cuenta muchos factores para evaluar los estudios sobre el tema, no sólo las pruebas a la que son sometidos los cuerpos, sino también hay que tener en cuenta las diferencias en las piezas dentarias, tanto entre ellas como en su estructura interna, el tiempo de almacenamiento y el curado de las muestras y las cargas aplicadas. Se ha demostrado, sin embargo, que la retención micromecánica es el principal mecanismo de retención del composite al esmalte y la dentina (51), y uno de los parámetros decisivos en el éxito a largo plazo de una obturación.

Para lograr esta retención micromecánica, es fundamental en la odontología adhesiva contemporánea el grabado ácido, ya que es una de las claves del éxito de la adhesión a esmalte y dentina. Aún así, esta técnica puede afectar la adhesión si no es realizada adecuadamente, por lo que hay que tener especial atención en los tiempos de grabado y secado, así como en la humedad de la dentina (51). Este, junto a su ganancia de tiempo clínico, es uno de los factores que alentaron el nacimiento de los adhesivos autograbantes.

Estudios han mostrado usualmente menores niveles de adhesión en estos adhesivos autograbantes, comparados con los sistemas adhesivos en que el agente imprimante y el adhesivo son aplicados en distintas fases (52,53). Sobre

todo en los primeros adhesivos de este tipo que salieron al mercado, ya que su pH relativamente alto no permitía un buen grabado del esmalte en comparación con el ácido fosfórico (7,54).

Actualmente, a pesar de la popularidad de los adhesivos autograbantes, el grabado con ácido fosfórico del esmalte aún se considera el “gold estándar” contra el que son probados los nuevos adhesivos (55). Incluso, algunos fabricantes de adhesivos “todo en uno” autograbantes recomiendan el grabado del esmalte intacto, mientras que otros fabricantes desaconsejan el grabado previo del esmalte (5).

Está demostrado que la adhesión al complejo dentinario y la fuerza adhesiva de ésta son uno de los más importantes parámetros de rendimiento de los adhesivos dentales (56,57), y medir la resistencia adhesiva es uno de los métodos más efectivos para caracterizar un producto adhesivo comercial (58). Para medir resistencia y fuerza adhesiva en los adhesivos dentinarios existen varios métodos, siendo uno de los más utilizados el de resistencia a la fuerza de cizallamiento, ya que es uno de los más representativos, al recrear con mayor fidelidad lo que ocurre en el aparato masticatorio (59,60), además es una prueba extremadamente dura que someterá al adhesivo a sus límites.

En este trabajo se sometió a prueba el Adhesivo Single Bond Universal Adhesive de la casa comercial 3M ESPE, en sus dos esquemas de uso, es decir, en forma de grabado ácido total previo a la aplicación del adhesivo, y en formato autograbante. Se encontró que en su uso con formato de grabado ácido total se obtuvo un promedio de 14,757 MPa de fuerza adhesiva, y en su formato autograbante se obtuvo un promedio de 15,312 MPa. Este resultado (resistencia en formato autograbante) fue mayor con respecto a su uso en grabado ácido total, aunque sin diferencias estadísticamente significativas, según las pruebas estadísticas realizadas.

Estos resultados difieren a lo visto en la literatura actual, que mayormente habla de las ventajas del grabado ácido previo (5,55 ,61,62.), lo que es aplicable principalmente a los primeros adhesivos autograbantes de acidez baja o

moderada, donde estos adhesivos no logran crear un patrón de grabado adecuado, es por esto que se ha visto que el grabado previo de las superficies no instrumentadas de esmalte incrementa la fuerza de adhesión en estos adhesivos (63). Sin embargo, se ha visto que si el grabado se extiende a la dentina, los resultados no son tan positivos (5,63,64), esto puede explicar los resultados obtenidos en este estudio, ya que la dentina fue grabada antes de aplicar el adhesivo (esquema de grabado ácido convencional).

Aún así, en este estudio se obtuvieron resultados más homogéneos en el grupo de grabado ácido total, aunque el valor más alto de adhesión se consiguió con el esquema autograbante.

El valor promedio conseguido con este adhesivo está por debajo de los valores mínimos de 17 a 20 MPa necesarios para contrarrestar la contracción de polimerización de los materiales de resina compuesta, aunque estos valores pueden diferir por diferencias en la metodología del estudio.

Posterior a los resultados obtenidos en este trabajo, se publicó en la página web del fabricante para Alemania, un estudio externo de procedencia brasileña en el que se testearon tres adhesivos de uso autograbante de esta casa comercial (Scotchbond™ Universal Adhesive, Adper™ Easy Bond Self-Etch Adhesive, Adper™ Single Bond Plus Adhesive) en sus esquemas de uso (grabado total y autograbado), no encontrándose diferencias estadísticamente significativas entre los dos esquemas, siendo los valores obtenidos en los esquemas autograbantes los más altos (65), estos resultados son similares a los encontrados en el presente estudio.

Cabe destacar que en este estudio se obtuvo un número relevante de cuerpos de prueba que nos dieron resultados no válidos debido a fallos cohesivos del composite o del diente, esto puede deberse a fallas en la ejecución del protocolo o por la naturaleza del medio de prueba, muy exigente por naturaleza. Otra explicación puede ser que debido a las fuerzas adhesivas cada vez mayores de los nuevos adhesivos, la probabilidad de que puedan fallar otros elementos antes que el adhesivo es mayor.

Según estudios recientes, las pruebas de cizallamiento son útiles en la caracterización de materiales que fallan a valores de 18 a 20 MPa o menos. Cuando se exceden estos valores, frecuentemente no es posible diferenciar entre la tensión del adhesivo y la del composite o dentina, por la incidencia mayor de fallas cohesivas en dentina y el composite, fallas que son muy raras de ver clínicamente hablando (66).

Cabe destacar que aunque existió una diferencia de tiempo entre la extracción de los dientes y su sometimiento a prueba, el tiempo de almacenamiento está dentro de los rangos tolerables según lo visto en la literatura actual, en los que no se han encontrado diferencias significativas en la fuerza de adhesión en dientes de canes sometidos a prueba a 30 minutos, 1 día, 1 semana y un mes después de la extracción (67).

En este estudio no se tomaron en cuenta factores como presión pulpar, fluido dentinario y flexión dentaria, aún así este estudio es de utilidad para tener una idea mejor del comportamiento adhesivo.

CONCLUSIONES

De acuerdo a la metodología utilizada en este estudio y a los resultados obtenidos en él, se puede concluir que:

1. Las piezas de resina compuestas realizadas con el sistema adhesivo en su formato de grabado total, obtuvieron como promedio una resistencia adhesiva de 14,757 MPa. Mientras que las piezas de resina compuestas realizadas con el sistema adhesivo en su formato de autograbado, obtuvieron como promedio una resistencia adhesiva de 15,312 MPa, un promedio levemente mayor.
2. Sin embargo, de acuerdo a las condiciones en que se realizó este trabajo, no se encontraron diferencias significativas ($p= 0,066$) entre ambos formatos.
3. No existirían diferencias en la realización de restauraciones de resinas compuestas con un formato u otro, pudiéndose emplear cualquiera de los dos esquemas con resultados similares

En consecuencia, se rechaza la hipótesis de trabajo, la cual señalaba que existían diferencias significativas en la resistencia adhesiva de las restauraciones de resina compuestas realizadas con el Single Bond Universal en su uso con grabado ácido total comparado con su uso como adhesivo autograbante.

SUGERENCIAS

- Se podrían realizar estudios bajo microscopio electrónico, para analizar los tipos de falla que se produjeron.
- Realizar estudios en dentina afectada por caries, ya que en la realidad, éste es el sustrato encontrado al restaurar piezas dentarias.
- Realizar un estudio similar exclusivamente en esmalte, ya que este estudio fue realizado mayoritariamente en dentina, de esta manera averiguar si existen diferencias en el comportamiento de este adhesivo en esta superficie.

BIBLIOGRAFÍA

-
- ¹ Uribe Echevarría J. (1990). "Operatoria Dental Ciencia y Practica". Ediciones avances.
- ² Toledano Pérez M, Osorio Ruiz R, Sánchez Aguilera F, Osorio Ruiz E. (2003). "Arte y Ciencia de los Materiales Odontológicos". Ediciones Avances Médico-Dentales.
- ³ Craig RG, O`Brian WJ, Powers JM. (1999) "Materiales Dentales, Propiedades y Manipulación". Editorial Mosby; Capítulos I- IV.
- ⁴ Barrancos J (1999). "Operatoria Dental". 3° edición. Ed. Panamericana.
- ⁵ Perdigão J (2007). New developments in dental adhesion. *Dent Clin N Am* 51: 333-57.
- ⁶ Perdigão J, Monteiro P, Gomes G (2009). In vitro enamel sealing of self-etch adhesives. *Quintessence Int.* 40(3):225-33.
- ⁷ Pashley DH, Tay FR (2001). Aggressiveness of contemporary selfetching adhesives. Part II. Etching effects on unground enamel. *Dental Materials* 17:430–44.
- ⁸ Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, y cols. (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry* 28:215–35.
- ⁹ S. Inoue, M. A. Vargas, Y. Abe, Y. Yoshida, P. Lambrechts, G. Vanherle, H. Sano, B. Van Meerbeek. (2001). Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *Journal of Adhesive Dentistry* 3(3):237-45.
- ¹⁰ Nocchi Conceição (2008). "Odontología Restauradora. Salud y estética" - 2ª edición. Editorial Médica Panamericana.
- ¹¹ Página web: Historia de la odontología. Dr. Jorge Rivas Galindo. <http://www.maxilofacial.info/historiaodontologia.htm>. Ingreso el 20/12/2012.
- ¹² Macchi R. (2000). "Materiales Dentales", 3ª edición. Editorial Médica Panamericana.
- ¹³ Bader M, Astorga C, Baeza R, Ehrmantraut N, Villalobos J. (1996). "Biomateriales Dentales" Propiedades generales. Tomo 1 Primera Edición, U de Chile.

-
- ¹⁴ Moscardó, A., Camps I. (2006). Chromatic appreciation in the clinic and the laboratory. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 1; 11(4):E363-8.
- ¹⁵ Philips (2004). "Ciencia de los Materiales Dentales", 11^a edición. Editorial Elsevier.
- ¹⁶ Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. (2011). Recent Advances and Developments in Composites Dental Restoratives Materials. *J Dent Res.* 90(4):402-16.
- ¹⁷ Raúl J., Spadillero M., Uribe J. (1990) "Sistemas Resinosos Compuestos". Editorial Avances Medicas Centrales.
- ¹⁸ Douglas R. Pereira S. Natalie A. (2008). Evolución y Tendencias Actuales en Resinas Compuestas. *Acta Odontológica Venezolana* Vol. 46 N° 3.
- ¹⁹ Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. (2010). Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 120(11):972-86.
- ²⁰ Sturdevant MC, Barton RE, Sockwell CL y Strickland WD. (1999) "Operatoria Dental: Arte y Ciencia". 3^a edición. Editorial Harcourt Brace.
- ²¹ Lang, B. Jaarda, M. Wang, R. (1992). Filler particle size and composite resin classification systems. *J Oral Rehabil* 19: 569-584.
- ²² Baratieri L (1993). "Operatoria Dental: Procedimientos Preventivos y Restauradores". Editorial Quintessence. 2da Edición.
- ²³ Swift E. (1998). "Bonding Systems for restorative materials: a comprehensive review". *Am Acad Ped Dent.* 20:80-84.
- ²⁴ Viviana C. (2004). Estudio comparativo In Vitro de la resistencia adhesiva de restauraciones en resina compuesta realizadas con técnica adhesiva con grabado ácido total v/s un sistema adhesivo autograbante. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano- Dentista, Facultad de Odontología, U. De Chile.
- ²⁵ Sakaguchi RL. (1999). A review of the curing mechanics of composites and their significance in dental applications. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* (25):S16-23.
- ²⁶ Perdigão J, Frankenberger R, Rosa BT, Breschi L. (2000). New trends in dentin/enamel adhesion. *Am J Dent.* Nov;13.
- ²⁷ Carpena Lopes G, Greenhalgh Thys D, Klauss P, Mussi G, Widmer N. (2007). Enamel Acid Etching: A review. *Compendium* 28(1):662-669.

-
- ²⁸ Busscher HJ, Retief DH, Arends J. (1987). Relationship between surface-free energies of dental resins and bond strengths to etched enamel. *Dent Mater.* 3(2):60-3.
- ²⁹ Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ. (1963). Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Arch Oral Biol* 13:61-70.
- ³⁰ Retief DH (1973). Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. *J Dent Res* 52: 333-341.
- ³¹ Gwinnett AJ. (1971). Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesives conditioning agents. *Arch Oral Biol* 16: 731-738.
- ³² Lopes GC, Thys DG, Klaus P, Oliveira GM, Widmer N. (2007). Enamel acid etching: a review. *Compend Contin Educ Dent.* 28(1):18-24; quiz 25, 42.
- ³³ Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov. (1975). Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res* 9: 373-387.
- ³⁴ Swift E., Perdigao J., Heymann H.O. (1995). "Bonding To Enamel and Dentin: A Brief History and State Of The Art". *Quintessence Int.* 26(2): 95-110.
- ³⁵ Perdigão J. (2010) Dentin bonding—Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dental Materials* (26) e24–e37.
- ³⁶ Página web: Rodriguez R. "Adhesión en Odontología Contemporánea I". Universidad de Valencia, España, 2004. Ingreso Septiembre 2012.
- ³⁷ Krithikadatta J. (2010). Clinical effectiveness of contemporary dentin bonding agents. *J Conserv Dent* 13:173-83.
- ³⁸ Frankenberger R., Perdigao J., Rosa B. T., Lopes M. (2001). "No-bottle v/s Multi-bottle dentin adhesives- a microtensile bond strength and morphological study". *Dental Materials* 17:373-380.
- ³⁹ Aguilera A, Guachalla J. (2001). Sistemas Adhesivos de Autograbado. *Revista Dental de Chile.* 92(2): 23-28.
- ⁴⁰ Lambrechts P, Van Meerbeek B, Perdigao J, Vanherle G. (2000). Adhesives: Dos and Don'ts. In: Roulet JF, Degrange M. Adhesion: The silent revolution in dentistry. *Quintessence* 4: 45-60.
- ⁴¹ Burke FJ, McCaughey AD. (1995). The four generations of dentin bonding. *Am J Dent* 8(2): 88-92.

-
- ⁴² Monsalves Bravo S., Astorga Meneses C., Bader Mattar M. (2011). Evaluación del Grado de Adhesión a la Dentina de Dos Tipos de Adhesivos de Uso Clínico Actual. *Revista Dental de Chile* 102 (1) 4-12.
- ⁴³ Hashimoto M, Qhno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Quchi H. (2000) "In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1-3 years". *J Dent Res* 79:1385-9.
- ⁴⁴ Lopes GC, Baratieri LN, de Andrada MA, Vieira LC. (2002). Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int.* 33(3):213-24.
- ⁴⁵ Nunes TG, Garcia FC, Osorio R, Carvalho R, Toledano M. (2006). Polymerization efficacy of simplified adhesive systems studied by NMR and MRI techniques. *Dent Mater.* 22(10):963-72.
- ⁴⁶ Kanemura N, Sano H, Tagami J. (1999). Tensile bond strength to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces. *J. Dent.* 27(7): 523 – 30.
- ⁴⁷ Carrillo C. (2006). Dentina y adhesivos dentinarios. Conceptos actuales. *Revista Asociación Dental Mexicana*. Vol. LXIII, No. 2; Marzo-Abril, 45-51.
- ⁴⁸ Dr. J. Perdigao, University of Minnesota. Microtensile Bond Strength of Scotchbond™ Universal Adhesive* to self-etched dentin in comparison to moist and dry dentin in the total-etch mode 3M ESPE internal data. http://solutions.3mae.ae/wps/portal/3M/en_AE/3M_ESPE/DentalManufacturers/Products/DentalRestorativeMaterials/DentalBonding/Dental-Adhesive/#tab4.
Microtensile Dentin Bond Strengths.
- ⁴⁹ Camacho J. (2007) Investigación, poblaciones y muestra. *Act Med Costarric.* Cap. 49:11-2.
- ⁵⁰ Lowry R. (2007) A first glance at the question of statistical significance. En: *Concepts and applications of inferential statistics*. Vassar College.
- ⁵¹ Kiremitci A, Yalcin F, Gökalp S. (2004). Bonding to enamel and dentin using self-etching adhesive systems. *Restorative Dentistry* 35:36-370.
- ⁵² S. Inoue, M. A. Vargas, Y. Abe, Y. Yoshida, P. Lambrechts, G. Vanherle, H. Sano, B. Van Meerbeek. (2001). Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *Journal of Adhesive Dentistry* 3(3):237-45.
- ⁵³ R. Frankenberger, F. R. Tay. (2005). Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dental Materials* 21(5), 397-412.

-
- ⁵⁴ Perdigão J, Geraldeli S. (2003). Bonding characteristics of self-etching adhesives to intact vs. prepared enamel. *J Esthet Restor Dent* 15:32-42.
- ⁵⁵ Perdigão J, Gomes G, Duarte S. (2005). Enamel bond strengths of pairs of adhesives from the same manufacturer. *Oper Dent* 30:492–9.
- ⁵⁶ Nakajima M, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S, y cols. (1995). Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res* 74: 1679-1688.
- ⁵⁷ Toledano M, Osorio R, Ceballos L, Fuentes MV, Fernandes CA, Tay FR, y cols. (2003). Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depths. *Am J Dent* 16: 292-298.
- ⁵⁸ Yeşilyurt C, Bulucu B. (2006). Bond strength of total-etch and self-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: a microtensile bond strength test. *J Contemp Dent Pract.* 1; 7(2):26-36.
- ⁵⁹ Barkmeier WW, Latta MA. (1991). Bond strength of Dicor using adhesive systems and resin cement. *J Dent Res* 70:525.
- ⁶⁰ Cardoso P., Braga R., Carrilho M. (1998). Evaluation of micro-tensile, Shear and tensile test determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater.* 14:394-398.
- ⁶¹ De Munck J, Vargas M, Iracki J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P y cols. (2005). One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper Dent* 30:39–49.
- ⁶² Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. (2002). Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent.* 30:371–82.
- ⁶³ Miguez PA, Castro PS, Nunes MF, Walter R, Pereira PN. (2003). Effect of acid-etching on the enamel bond of two self-etching systems. *J Adhes Dent.* 5:107–12.
- ⁶⁴ Ikeda M, Kurokawa H, Sunada N, Tamura Y, Takimoto M, Murayama R, And S, Miyazaki M (2009). Influence of previous acid etching on dentin bond strength of self-etch adhesives. *Journal of Oral Science* Vol. 51, No. 4, 527-534.
- ⁶⁵ Shinohara M.S. (2012). Pre-etching Dentin Effects on Morphology of Adhesives. IADR 2012, Iguaçú Falls, Brazil, Abstract #1659.
- ⁶⁶ Schreiner, R.F., Chappel, R.P., Glaros, A.G., Eick, J.D., (1998). Microtensile testing of dentin adhesives. *J. Dent. Mater.* 14, 194–201.

⁶⁷ Pashley EL, Tao L, Mackert JR, Pashley DH. (1988) Comparison of in vivo vs. in vitro bonding of composite resin to the dentin of canine teeth. *J Dent Res.* 67:467–70.

ANEXOS Y APÉNDICES

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo.....Rut.....

con domicilio en

que habiéndome sometido a la extracción de mis terceros molares (muela del juicio) dono y autorizo a **Cristopher Vega Letelier** Rut **16702142-5**, **Estudiante de Odontología de la Universidad de Chile** a la utilización de ésta(s) pieza(s) dentaria(s) con fines de estudio e investigación a cargo del docente **Prof. Dr. Marcelo Bader Mattar**.

Declaro que esta donación con objetivos académicos, es absolutamente libre y voluntaria no pretendiendo con esta acción obtener beneficio alguno y dejando en completa libertad de uso a la persona a cargo de la investigación.

Fecha.....

Firma.....

Mandato Especial En Menores de Edad

Yo.....Rut.....

representando a

consiento lo expresado más arriba.

Firma.....