

Universidad de Valparaíso
Facultad de Odontología
Cátedra de Operatoria Dental



UNIVERSIDAD
----- D E -----
VALPARAISO
C H I L E

EVALUACION COMPARATIVA IN VITRO DE LA RESISTENCIA TRACCIONAL DE SISTEMAS ADHESIVOS EN ESMALTE

Trabajo de Investigación para
optar al título de Cirujano – Dentista

Alumnos: Angello Rotta Hinojosa
Juan Carlos Urrutia Carrasco

Profesor Guía: Dr. Jaime Sarmiento Cornejo

Valparaíso, Octubre 2003

*A MIS PADRES, A MI HERMANO,
FAMILIARES, AMIGAS, AMIGOS
Y A MAGDALENA.
Juan Carlos.*

*A MIS PADRES, A MIS HERMANOS,
A MIS SUEGROS, A MI NOVIA ANGELICA
Y A MI FUTURO HIJO JEEPERITO
Angello.*

AGRADECIMIENTOS

A nuestras familias por todo el amor entregado durante nuestras vidas.

Al Doctor Jaime Sarmiento Cornejo por su apoyo irrestricto durante todas las etapas de nuestro trabajo, disponibilidad, dedicación y paciencia.

A los Doctores Roberto Paredes y Rodrigo Fuentes por facilitarnos desinteresadamente la Clínica Esteticom para diversas etapas de nuestro trabajo.

Al Doctor Felipe Cortés por ayudarnos en la obtención de dientes.

A Fabrica de cuadernos Torre, Quillota, y especialmente a Don José Arcos por facilitarnos la máquina Instron y apoyarnos durante la fase experimental.

Al Doctor Sergio Uribe por apoyarnos en el Análisis Estadístico y por sus sabios consejos.

A la Señora Gaby y a Marcos por hacernos más fácil la Revisión Bibliográfica.

A Angélica Montecinos por su apoyo y paciencia.

A la Empresa Seing por su apoyo técnico en la parte computacional.

A César Urrutia por cooperar con ideas y en la redacción.

A Patricio Urrutia por su apoyo en la gráfica y diseño.

A Paola Castro por sus ideas y apoyo en diversos aspectos teóricos.

INTRODUCCION

La historia de la odontología restauradora tuvo un notable avance a partir del concepto de "técnica de grabado ácido" introducido por Michael Buonocore en 1955, el cual comenzó a ser aplicado clínicamente recién a mediados de los '70. Desde ese momento se ha apreciado una nueva y clara tendencia que actualmente se traduce como Odontología Adhesiva y que sin duda alguna es la base de la Odontología Restauradora moderna.

A pesar de la introducción de nuevos productos químicos, como la resina Bis GMA por Bowen en 1962, primer agente de unión micromecánico al esmalte, la unión química entre estructura dentaria y material restaurador aún no se ha desarrollado a cabalidad, quedando claro que la magnitud de la fuerza adhesiva entre dichas estructuras sigue siendo principalmente por una unión de tipo física micromecánica.

Dada las diferentes características en cuanto a composición porcentual y estructural del esmalte y la dentina, se ha hecho difícil encontrar una técnica única o un sistema adhesivo ideal para ambas estructuras, lo que queda manifestado al observar la gran diversidad de sistemas adhesivos aparecidos en el comercio en los últimos 10 o 15 años.

La adhesión a esmalte parece ser mucho más predecible que a dentina, dado que por su composición altamente inorgánica, aquel es afectado positivamente (en términos de adhesión) por un grabado ácido adecuado, formándose microporosidades y aumentando así su energía superficial libre, lo que le permite al sistema adhesivo de baja tensión superficial humectar perfectamente su superficie, penetrar en las rugosidades y lograr así una firme adhesión a la estructura dentaria.

Tomando en cuenta que el ácido ortofosfórico al 35 - 37% es el agente grabador más utilizado en la actualidad, aún no está claro qué tan crítico es el tiempo de grabado ácido sobre esmalte dentro de ciertos parámetros, considerando que los patrones ideales de grabado ácido observados microscópicamente difieren considerablemente de acuerdo al diente, e incluso de acuerdo al tipo de esmalte en un mismo diente. Por otro lado, dado que la Odontología Restauradora moderna apunta hacia técnicas simples y menos engorrosas, ¿Es necesaria más de una capa de adhesivo sobre dicho sustrato?, y en cuanto a los sistemas adhesivos autograbables de última generación, ¿son necesariamente superiores, o al menos equivalentes en términos de resistencia traccional al clásico ácido ortofosfórico + adhesivo sobre esmalte?.

MARCO TEORICO

I. HISTOLOGIA DENTARIA

ESMALTE

GENERALIDADES:

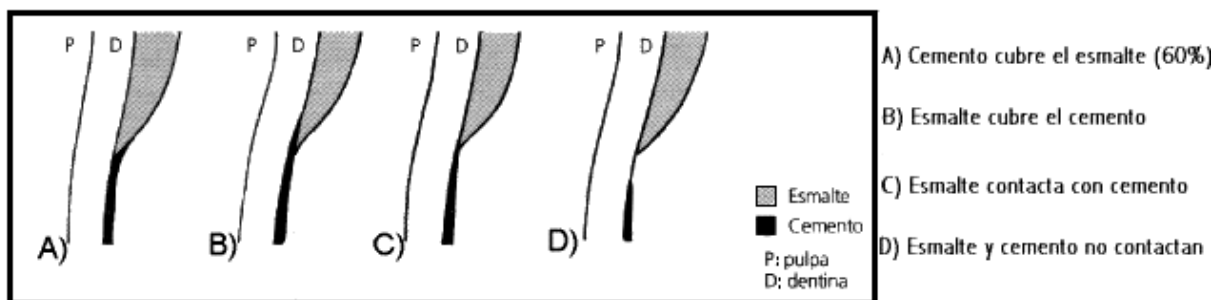
El esmalte dental es una estructura cristalina altamente mineralizada que cubre la corona del diente. Se considera como el tejido más duro del organismo, lo que le permite soportar las fuerzas mecánicas aplicadas sobre el diente durante su función. Al mismo tiempo es sumamente frágil, por lo cual necesita una capa subyacente de dentina, más elástica, para mantener su integridad. El esmalte sin sustento se fractura con facilidad. (Ten Cate AR, 1986).

Su composición altamente inorgánica (cristales de hidroxiapatita), lo asemejan a otras estructuras del organismo, como el hueso, dentina y cemento, pero presenta una serie de características que hacen al esmalte único:

- Deriva embriológicamente del ectodermo y se forma a partir del órgano del esmalte, que a su vez es una proliferación localizada de epitelio bucal.
- Su matriz orgánica es de naturaleza proteica con agregado de polisacáridos, y en su composición no participa el colágeno.
- Los cristales de hidroxiapatita están densamente empaquetados y son de mayor tamaño. Dichos cristales son susceptibles a la acción de los ácidos constituyendo esta característica el sustrato químico que da origen a la caries dental.
- Sus células secretoras, los ameloblastos, desaparecen durante la erupción dentaria, tras completar la formación del esmalte. Esto implica que no hay crecimiento ni nueva aposición de esmalte después de la erupción.
- El esmalte maduro es un tejido acelular, avascular y sin inervación. (Gómez de Ferraris ME, 1999)
- Frente a una noxa de naturaleza química, física o biológica, reacciona con pérdida de sustancia, cuya magnitud está en relación directa con la intensidad del agente causal. No posee poder regenerativo, pudiendo darse en él fenómenos de remineralización, pero nunca de reconstitución como sucede con otros tejidos del organismo. (Uribe Echevarría J, 1990).

El espesor del esmalte varía entre las distintas piezas dentarias y dentro de un mismo diente. En general, decrece desde el borde incisal u oclusal hacia cervical. Presenta mayor espesor por vestibular que por lingual; su mínimo espesor es: A nivel cervical, donde se relaciona con el cemento pudiendo hacerlo de varias maneras (Fig. 1), y en las fosas y surcos, donde incluso puede faltar (puntos y fisuras). Su espesor máximo (2 a 2.5 mm) se da en las cúspides de molares, premolares y canino superior, zonas de grandes impactos masticatorios. (Gómez de Ferraris ME, 1999)

Fig. 1: Casos de Choquet.



PROPIEDADES FÍSICAS:

- Dureza: es la resistencia de una sustancia a ser rayada o a sufrir deformaciones. El esmalte presenta una dureza que corresponde a 5 en la escala de Mohs y equivale a la apatita. Decrece desde la superficie hacia el LAD, o sea que es directamente proporcional al grado de mineralización. (Gómez de Ferraris ME, 1999). Las pruebas de durometría de Knoop arrojan un valor de 343 km/mm² para dicha estructura. (Craig RG, 1998)
- Elasticidad: es muy escasa pues depende de la cantidad de agua y de sustancia orgánica. Por ello es un tejido frágil, con tendencia a las macro y microfracturas cuando no tiene un apoyo adecuado.
- Translucidez y color: el esmalte es translúcido, propiedad que va directamente proporcional al grado de mineralización. El color depende de las estructuras subyacentes, y va desde un amarillo claro a un blanco grisáceo. (Gómez de Ferraris ME, 1999) (Ten Cate AR, 1986)

- Permeabilidad: extremadamente escasa. Se ha determinado que puede actuar como una membrana semipermeable, captando agua y algunos iones del medio bucal, a través de un sistema submicroscópico de poros. Gran importancia tiene esta propiedad llevando a cabo el primer nivel de prevención con el aporte de fluoruros. Los iones F sustituyen los grupos hidroxilos de los cristales de hidroxiapatita y tornan el esmalte menos soluble a los ácidos, convirtiendo a la hidroxiapatita en fluorhidroxiapatita. La permeabilidad del esmalte va disminuyendo con la edad.
- Radioopacidad: es la oposición al paso de los rayos Roentgen. Es muy elevada en el esmalte por su alto grado de mineralización.

COMPOSICIÓN QUÍMICA:

El esmalte está constituido químicamente por una matriz orgánica (1 – 2%), una matriz inorgánica (95%) y agua (3 – 5%)

Matriz orgánica:

De naturaleza proteica, constituye un complejo sistema de multiagregados polipeptídicos, entre sus proteínas destacan:

- Amelogeninas.
- Enamelinas.
- Ameloblastinas o amelinas.
- Tuftelina.
- Otros: proteínas séricas, enzimas, condroitin – 4 – sulfato, condroitin – 6 – sulfato. (Gómez de Ferraris ME, 1999)

Matriz inorgánica:

Constituida por sales minerales cálcicas básicamente de fosfato y carbonato. Dichas sales muestran una organización apatítica, que corresponden a los llamados cristales de hidroxiapatita $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Existen también sales minerales de calcio como carbonatos y sulfatos.

Su longitud es de 100 - 1.000 nm, un diámetro de 30 - 70 nm y una altura de 10 - 40 nm., lo que los hace más voluminosos que los existentes en dentina y hueso.

Clásicamente, dichos cristales han sido descritos por Nylen morfológicamente como hexágonos elongados en un corte perpendicular al eje longitudinal del cristal, y de morfología rectangular en un corte paralelo al eje longitudinal. Según Warshansky, estos cristales tendrían en realidad la forma de un paralelepípedo con extremos romboideos. Estos cristales están constituidos a su vez por agregación de las llamadas “celdillas unitarias”.

Agua:

Se localiza en la periferia del cristal constituyendo la llamada “capa de hidratación”. El porcentaje de agua del esmalte disminuye progresivamente con la edad.

ESTRUCTURA HISTOLOGICA DEL ESMALTE:

Está constituida por la unidad estructural básica (el prisma del esmalte) y por las unidades estructurales secundarias que se originan básicamente a partir de la anterior.

Unidad estructural básica del esmalte: Prismas del esmalte:

Estructuras compuestas por cristales de hidroxiapatita. El conjunto de prismas forma el esmalte prismático, que constituye la mayor parte de este tejido.

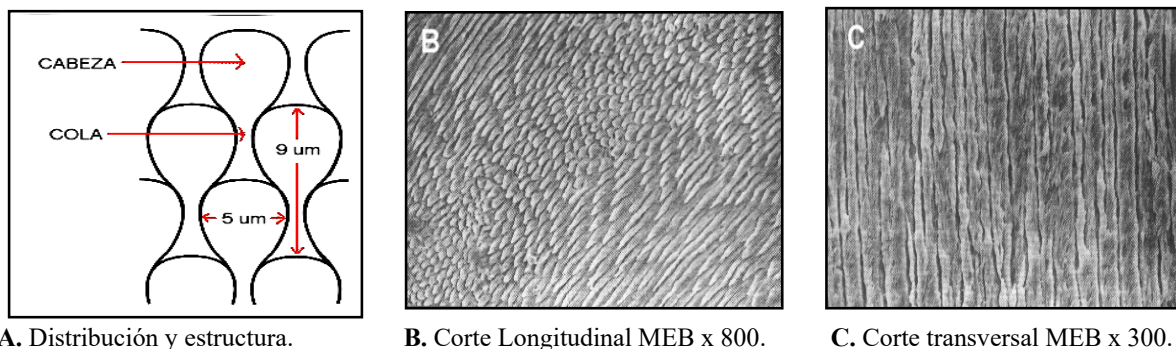
Esmalte prismático:

Los prismas son estructuras longitudinales de 4 μm de espesor promedio, que se dirigen desde el LAD hasta la superficie del esmalte.

El diámetro varía entre 4 – 10 μm , es menor en su punto de origen y aumenta gradualmente a medida que se acerca a la superficie libre en una proporción 1:2 aproximadamente. El número de prismas varía en relación con el tamaño de la corona entre 5 y 12 millones.

Se pueden distinguir 2 regiones en los prismas en un corte transversal: la cabeza o cuerpo y la cola. Estos prismas se encuentran unidos estrechamente unos con otros; las cabezas se encuentran siempre ubicadas entre las colas de los prismas suprayacentes y las colas de cada prisma ubicada entre las cabezas de los subyacentes. (Gómez de Ferraris ME, 1999) (Fig. 2). Ten Cate denomina varilla a la región de la cabeza de los prismas, y región intervarillar o interprismática a la cola de los mismos, terminología que puede llevar a una confusión.

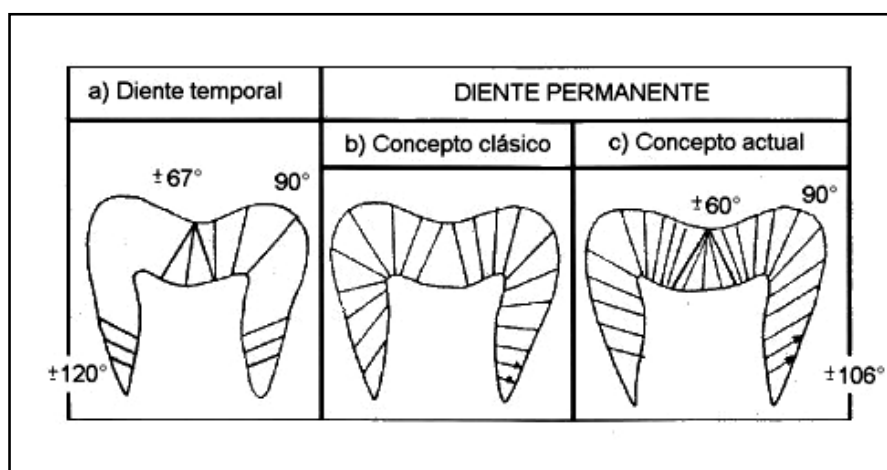
Fig. 2. Prismas del esmalte.



La orientación de los prismas en el esmalte es bastante compleja. Los prismas, que se dirigen desde la superficie de la dentina hacia la superficie externa del diente, se organizan y disponen en hileras o planos circunferenciales alrededor del eje mayor del diente. La orientación de los prismas ofrece un aspecto diferente según se estudien dientes temporales o definitivos. En estos últimos, clásicamente se ha descrito que las hileras de prismas en la región cervical se inclinan hacia apical (Black GV, 1997). En la zona cuspídea, estas hileras son casi verticales, perpendiculares al LAD. Esta descripción difiere con los resultados de estudios actuales (Gómez de Ferraris ME, 1999), donde se estipula que:

- Los prismas forman ángulos agudos de 60° aproximadamente con la superficie del esmalte, convergiendo hacia la profundidad de los surcos y fosas de las caras oclusales de molares y premolares.
- Los prismas en las cúspides forman ángulos más o menos rectos con la superficie externa del esmalte.
- Los prismas forman ángulos obtusos hacia oclusal de 106° cuando terminan en la superficie del esmalte correspondiente al tercio gingival de las caras mesial, distal, vestibular, lingual o palatina. (Fig. 3). Uribe Echevarría estudió la dirección de las varillas adamantinas y determinó que en el tercio cervical presentaban una angulación promedio de $96,25^\circ$ hacia oclusal.

Fig. 3. Disposición de los prismas en esmalte.



Esmalte aprismático:

Es el material adamantino carente de prismas. Se localiza en la superficie externa del esmalte prismático y posee un espesor de $30 \mu\text{m}$.

Se presenta en todos los dientes temporales y en un 70% en los permanentes. En éstos, se encuentra ubicado en mayor medida en las regiones cervicales y en zonas de fosas y fisuras, pero ausente en cúspides.

Se relaciona con la ausencia o menor desarrollo de los procesos de Tomes de los ameloblastos.

Este esmalte representa un serio inconveniente desde el punto de vista clínico de adhesión cuando se utiliza la técnica de grabado ácido, puesto que no se logran las micro retenciones y por ello se debe aumentar el tiempo de grabado o eliminar el esmalte periférico (Gómez de Ferraris ME, 1999).

Unidades estructurales secundarias del esmalte:

Se definen como aquellas variaciones estructurales que se originan a partir de las unidades estructurales primarias, como resultado de diversos factores.

Tabla I. Unidades estructurales secundarias del esmalte.

DIFERENTE GRADO DE MINERALIZACION	CAMBIO DEL RECORRIDO DE LOS PRISMAS	INTERRELACION DEL ESMALTE CON DENTINA O PERIFERIA MEDIOAMBIENTAL
Estrías de Retzius	Bandas de Hunter - Schreger	Conexión amelo - dentinaria
Laminillas o fisuras de esmalte	Esmalte nudoso	Husos adamantinos
Penachos de Linderer		Periquematías y líneas de imbricación de Pickerill

DENTINA

Dado que la finalidad del presente Seminario no se centra en la adhesión a dentina, sólo revisaremos algunos aspectos generales de dicha estructura.

GENERALIDADES:

Es el eje estructural del diente y constituye el tejido mineralizado que conforma el mayor volumen del diente.

A nivel coronario está cubierta por esmalte mientras que a nivel radicular la cubre el cemento. Internamente la dentina delimita a la cámara pulpar.

Su espesor varía según la pieza, en incisivos inferiores es mínimo (de 1 a 1.5mm), mientras que en caninos y molares es de 3mm. Es mayor el espesor en bordes incisales y cúspides a diferencia del nivel radicular.

Es un tejido conectivo parcialmente mineralizado (70 – 75%), con elevado contenido de materia orgánica (principalmente colágeno tipo I, IV, V) y 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, hidroxiapatita, glicosaminoglicanos, factores de crecimiento, 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.

Desde el punto de vista histológico, existen varios tipos de dentina, la dentina intratubular, que es un anillo hipermineralizado que rodea los túbulos dentinarios. Este tipo de dentina se caracteriza por su riqueza en cristales de hidroxiapatita y por su carencia o escasa cantidad de fibras colágenas, a diferencia de la dentina peritubular.

Anatómicamente, este substrato se divide en dentina superficial, que como su nombre indica es la dentina más cercana al LAD, está constituida por menor cantidad de agua, menor proporción de túbulos y mayor porcentaje de colágeno, a diferencia, la dentina profunda posee mayor contenido acuoso, mayor número de túbulos y menos porcentaje de colágeno, por lo tanto, se considera que la disposición y organización de la dentina varía de acuerdo a la región del diente y su proximidad al tejido pulpar. En la cercanía al LAD existen aproximadamente 15.000 túbulos / mm² con 0.9 micrómetros de diámetro, mientras que en la cercanía de la pulpa existen alrededor de 60.000 túbulos / mm² con un diámetro de 3.0 micrómetros. El porcentaje que ocupa la dentina intertubular en el LAD es del 96%, y 12% en la cercanía de la pulpa dental, por otro lado, el área ocupada por los túbulos abiertos en el LAD es del 1 – 3%, mientras que cerca de la pulpa es del 22 - 25%.

Tomando en cuenta la morfología dentinaria, se establece que los fenómenos adhesivos se generarán de manera idónea en la dentina superficial y media, porque en la dentina profunda (Dentina hidratada – saturada), el porcentaje agua – fibras colágenas son inversamente proporcionales, es decir, el contenido de agua aumenta a medida que la dentina es más profunda, mientras disminuye el porcentaje de fibras de colágeno, lo cual es contraproducente para lograr una adhesión efectiva, porque la unión micromecánica se produce con la red colágena principalmente previa desmineralización. (Ten Cate AR, 1986) (Gómez de Ferraris ME, 1999) (Uribe Echevarría J, 1990)

II. GRABADO ACIDO

El grabado ácido del sustrato previo a la aplicación del adhesivo es fundamental para la adhesión a los tejidos dentales.

Cuando se aplica una solución ácida (ácido fosfórico, láctico, cítrico) sobre la superficie del esmalte, ésta es capaz de desmineralizar y disolver la matriz inorgánica de los prismas, creando poros, surcos y/o grietas micrométricas que miden como promedio entre 5 y 59 μm de profundidad (Schwartz RS & cols, 1999); además, la sustancia ácida aplicada limpia la superficie y aumenta la energía superficial, (Perdigao J & cols, 2000) facilitando que los microporos o surcos generados puedan ser mojados y penetrados por una resina de enlace (Tags de resina), la cual quedará retenida físico – mecánicamente en el interior de los mismos. (Van Meerbeek B & cols, 1994). La energía superficial lograda tras el grabado ácido del esmalte es de casi 72 dinas/cm, dos veces más que el esmalte sin grabar. (Schwartz RS & cols, 1999).

La solución ácida debe ser relativamente activa de tal forma que al accionar sobre la hidroxiapatita, lo haga extrayendo el calcio que pasa a formar parte de la solución. Estas soluciones permiten lograr el resultado buscado en escasos segundos (15 a 30 segundos es un lapso considerado clínicamente apropiado). El ácido fosfórico ha demostrado ser sumamente conveniente, la concentración más adecuada se encuentra en el orden de los 35 a 40 %. Diversos estudios han demostrado que concentraciones de ácido fosfórico menores de 27% producen un precipitado de dihidrato fosfato dicálcico difícil de remover y que interfieren en la adhesión (Cooley RL & cols, 1991). La disolución de calcio y la profundidad de grabado se incrementa a medida que la concentración de ácido fosfórico aumenta hasta 40%; a mayores concentraciones, se obtiene un efecto reverso. (Schwartz RS & cols, 1999)

Algunos autores recomiendan el uso de ácido fosfórico al 35 – 37 % por un lapso de tiempo de 15 segundos, ya que un mayor tiempo de grabado ácido produciría más pérdida de esmalte en profundidad con desprendimiento de algunos fragmentos de esmalte. (Wang W & Chau L, 1991)

El efecto del grabado ácido sobre el esmalte depende de diferentes parámetros (Schwartz RS & cols, 1999):

- El tipo de ácido usado
- La concentración del ácido
- El tiempo de grabado
- La forma del agente de grabado (gel, semigel o solución acuosa)
- El tiempo de lavado
- La forma en la cual el grabado es activado (frotado, agitación, y/o aplicación repetida de ácido fresco).

- Si el esmalte es instrumentado antes del grabado.
- La composición química y condiciones del esmalte.
- Si el esmalte esta sobre diente temporales o permanentes
- Si el esmalte es prismático o aprismático
- Si el esmalte está fluorizado, desmineralizado o pigmentado.

TIPOS DE ACIDOS GRABADORES

El ácido ortofosfórico es el más utilizado en la actualidad. De acuerdo al fabricante (3M - ESPE) la composición del gel grabador Scotch Bond es la siguiente:

- Agua 55 a 65% peso.
- Ácido fosfórico 35 – 45% peso.
- Sílica amorfa 5 – 10% peso.

Otros ácidos grabadores menos utilizados en odontología son: maleico, oxálico, cítrico, nítrico, pirúvico, EDTA. (Barrancos Money J, 1999).

PATRONES DE GRABADO ACIDO

Han sido descritos tres patrones de grabado ácido del esmalte, de acuerdo a estudios microscópicos (Scherer & cols, 1998) (Figs. 4, 5 y 6)

Tipo I : hay disolución predominante de los núcleos del prisma.

Tipo II: hay disolución predominante de las periferias del prisma.

Tipo III: no es evidente ninguna estructura prismática.

Figs. 4, 5 y 6. Patrones de grabado ácido en esmalte observados por MEB.

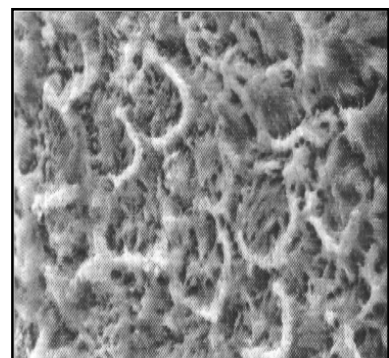
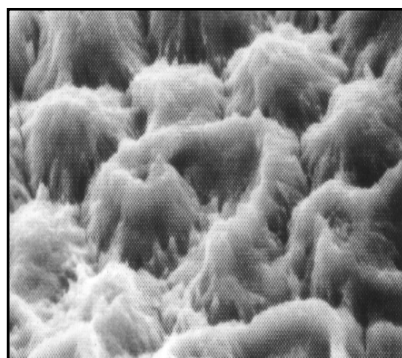
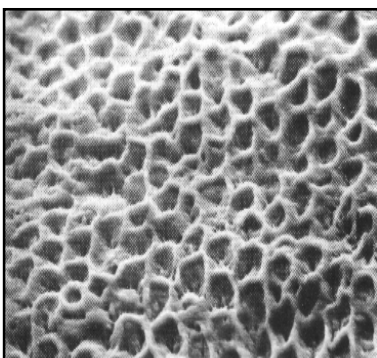


Fig. 4. Patrón tipo I. MEB x 1500

Fig. 5. Patrones tipo I y II. MEB x 5000

Fig. 6. Patrón tipo III. MEB x 2500.

Dos tipos de proyecciones de resinas han sido descritas (Schwartz RS & cols, 1999):

- Las macro proyecciones, que son formadas circularmente entre las periferias del prisma del esmalte.
- Las micro proyecciones que están formadas en los núcleos de los prismas del esmalte. Probablemente son éstas las que contribuyen en la mayor resistencia adhesiva debido a su mayor cantidad y área de superficie.

La técnica de grabado ácido total se basa en la aplicación de ácido ortofosfórico sobre el esmalte y la dentina simultáneamente.

Según Van Meerbeek & Others (1994), cuando se aplica ácido fosfórico (30 – 40%) directamente sobre la dentina durante más de 15 segundos, este sustrato se sobredesmineraliza, con ciertas excepciones (dentina esclerótica o hipermineralizada), por lo tanto, no se recomienda aplicar ácido fosfórico durante más de 15 segundos sobre dicho sustrato.

Ellos sugirieron que, como el esmalte aparentemente requiere un acondicionamiento más agresivo que la dentina, entonces primero se colocará el ácido fosfórico (30 – 40%) sobre el esmalte, con la finalidad de descontaminar, remover el barro que se genera durante la preparación cavitaria, crear microporosidades, además de aumentar la energía superficial (Abate P & cols, 2000). 5 segundos más tarde, el agente acondicionador se aplicará sobre la dentina durante 15 segundos, para un tiempo total del acondicionamiento dental de 20 segundos, de esta manera se evitará en gran parte la desmineralización excesiva de la dentina y el colapso de la malla colágena, factores fundamentales para el establecimiento de la capa híbrida.

III. ADHESION

DEFINICIONES

Adhesión es cualquier mecanismo que permita que dos partes se mantengan en íntimo contacto (Barrancos Money J, 1999).

Es el resultado de las interacciones de una capa de material intermedio (adhesivo o adherente) con dos superficies (adherendos). (Sturdevant C, 1996)

Podemos clasificar la adhesión, según sea el mecanismo que se utilice para lograrla, en dos categorías:

- a) Químico: Mediante la atracción interatómica entre dos o más substratos, a través de enlaces iónicos, covalentes y enlaces secundarios como podrían ser las fuerzas de Van der Waals, fuerzas polares, puentes de hidrógeno, quelación y fuerzas de dispersión. (Abate P & cols, 2000)(Van Meerbeek B & Others, 1994)
- b) Mecánico: Las partes se mantienen en contacto sobre la base de la penetración de una de ellas en las irregularidades que presenta la superficie de la otra (Macchi RL, 2000); se logra a través de los efectos geométricos y estructurales entre los substratos adherentes. (Abate P & cols, 2000)

El fenómeno de adhesión es esencialmente un proceso de remoción de minerales (calcio, fosfatos) e infiltración de monómeros resinosos in situ, con la finalidad de crear una traba mecánica entre el adhesivo y la estructura dental, sellar los túbulos dentinales y así mantener la homeostasis del medio interno del complejo dentino – pulpar. (Van Meerbeek B & cols, 2002)

Existen cuatro teorías para explicar el fenómeno de adhesión (Schwartz RS & cols, 1999):

1. El adhesivo solidificado se traba micromecánicamente con las irregularidades de la superficie.
2. Las teorías de absorción abarcan toda clase de uniones químicas entre el adhesivo y el adherente, incluyendo fuerzas de valencia primarias (iónica y covalentes) y secundarias (hidrógeno, interacción bipolar)
3. Las teorías de difusión proponen que la adhesión es el resultado de la unión de moléculas móviles, las cuales atraviesan la interfase y reaccionan con las del otro lado, desapareciendo la interfase y las dos partes se volverán una sola.
4. Las teorías electrostáticas establecen que se forma una doble capa eléctrica en la interfase entre un metal y un polímetro.

IMPORTANCIA DEL SUSTRATO ADHERENTE

Desde el punto de vista estructural, cuando hablamos de adhesión en odontología contemporánea (Técnicas directas), se hace referencia principalmente al esmalte y la dentina, por ser los substratos adherente que con mayor frecuencia se encuentran afectados (lesiones cariosas, fracturas, anomalías dentales, etc.), aunque también es posible adherir composite al cemento radicular.

Esta distinción entre los sustratos adherentes es imperante, ya que uno de los factores requeridos para que se logre una adhesión efectiva entre dos superficies, es que ambos posean una composición homogénea, es obvio que el esmalte y la dentina son diferentes desde el punto de vista morfofisiológico, por lo tanto, el mecanismo de adhesión varía entre un sustrato y el otro, (Van Meerbeek B et al, 1998), debido a las significativas diferencias en sus contenidos de minerales, proteínas y agua (Jain P & Stewart G, 2000).

Tras el grabado, se aplica el adhesivo que tiene que infiltrar este frente de desmineralización, cerrando la porosidad creada en el esmalte e infiltrando y protegiendo las fibras de colágeno expuestas en la dentina. El resultado de este tratamiento es la creación de la capa híbrida (Nakabayashi N et al, 1982) o zona de interdifusión (Van Meerbeek B et al, 1992) que es una mezcla entre el tejido biológico descalcificado y la resina adhesiva aplicada. Sin duda alguna esto ha supuesto un gran avance en la adhesión, ya que se consigue una interacción muy buena entre el adhesivo y el tejido tratado.

La adhesión a esmalte es bien conocida y reproducible con relativa facilidad, se explica mediante la creación o establecimiento de una traba mecánica entre el adhesivo y la estructura dental (Macrotags), mientras que la adhesión a dentina, es un proceso dinámico, el cual es discutido y objeto de estudio en nuestros días. La heterogeneidad estructural, la presencia de fluido dentinario (humedad relativa), y la baja energía superficial son algunas de las particularidades que hacen de este tejido un sustrato adherente especial para los diferentes sistemas adhesivos. (Choi K & cols, 2000) (Finger W & Balkenhol M, 1999) (Yoshiyama M & cols, 1998)

Se ha comprobado que gracias a la composición homogénea del esmalte, tipo de superficie y alta energía superficial (después de la aplicación del agente grabador), es posible obtener altos valores de fuerza de adhesión (31 Mpa in vitro para Single Bond según 3M – Espe), siendo estos valores siempre superiores a los obtenidos en dentina, debido a las características especiales de dicho sustrato, por esta razón, siempre y cuando sea posible se debe preservar el esmalte dental durante la preparación cavitaria, aunque esté socavado.

Cuando se aplica ácido ortofosfórico 35% durante 15 segundos sobre la dentina, éste es capaz de eliminar el *smear layer* o barro dentinario que se produce durante la preparación cavitaria y desmineralizar entre 4 – 11 micras (en profundidad) la superficie dentinal expuesta, (Perdigao J & Lopez M, 1999) es decir, el agente acondicionador actúa eliminando parcialmente la hidroxiapatita que cubre las fibrillas de colágeno, dejándolas libres (disminuye el módulo de elasticidad, aumenta la flexibilidad y movilidad), estableciéndose lo que se denomina red colágena, una vez que ha sido lavada la superficie dental y se ha eliminado el ácido y el exceso de humedad, se aplica el primer y el adhesivo, por separado, si es un sistema multicomponente el que se está empleando para llevar a cabo la técnica adhesiva o se aplican simultáneamente, si se trata de un sistema monocomponente (en ambos casos se debe esperar el tiempo de imprimación estipulado según el fabricante).

SISTEMAS ADHESIVOS CONVENCIONALES

Según la clasificación de Van Meerbeek & Others (2000), a este apartado pertenecen los sistemas adhesivos que emplean la técnica de grabado total como mecanismo acondicionador de la estructura dental.

Los agentes convencionales de adhesión al esmalte, son soluciones de Bis – GMA y comonómeros diluidos como el trietilenglicidildiacrilato (TEGDA) y el Bisfenol A dimetacrilato (Bis – DMA). Una pequeña cantidad de relleno inerte puede también ser adicionado.

Cuando se hace referencia a los sistemas multicomponentes o monocomponentes, en realidad se hace alusión a la presentación física del sistema, es decir, la cantidad de frascos que constituye el sistema adhesivo.

Se denominan sistemas multicomponentes, aquellas presentaciones comerciales de adhesivo convencionales que están constituidos por más de un frasco (Ejemplo: Optibond Total – Etch (Kerr), Permagen y Permaquik (Ultradent), Scochtbond Multi - Purpose (3M), Super Bond (Sun Medical).

En este caso los fabricantes presentan el primer en un frasco separado del adhesivo, con la finalidad que el primer asegure la eficiente mojabilidad de las fibras de colágeno que han sido expuestas previamente por el agente acondicionador, transforme el estado hidrofílico de los tejidos en hidrofóbico y facilite la entrada del adhesivo entre los canales interfibrilares, (Perdigao J & Lopez M, 1999) una vez que se ha agotado el tiempo de imprimación se aplica el adhesivo que deberá rellenar todas las irregularidades creadas por el agente acondicionador y sellar todos los túbulos dentinarios que fueron abierto previamente por la sustancia desmineralizadora. La polimerización inicial y avanzada estabilizará la capa híbrida conformada, al igual que la copolimerización que se logre entre la resina compuesta y el adhesivo. (Inoue S & cols, 2000)

Ventajas:

- Técnica menos sensible: Permite la aplicación por separado del agente acondicionador, primer y el adhesivo.
- Proveen adhesión efectiva a esmalte y dentina (in vivo / in vitro). (Finger W & Balkenhol M, 1999)
- Proporciona mayor fuerza de adhesión a esmalte, en comparación con los sistemas monocomponentes y autograbadores.
- Los sistemas multicomponentes, se reconoce como los adhesivos más eficaces.
- Permite la incorporación de nanopartículas que mejoran las propiedades físicas del sistema adhesivo, además, estas micropartículas actúan como un componente de absorción de estrés residual y reforzando la red colágena. (Perdigao J & cols, 1995)

Desventajas:

- Existe mayor riesgo de sobredesmineralizar la dentina.
- Necesidad de mayor tiempo clínico.
- Posibilidad de contaminar la estructura dental, porque se deben llevar a cabo varias fases clínicas (grabado ácido, lavado - enjuague, imprimación, aplicación del adhesivo y fotopolimerización).
- Mayor riesgo de sobresecar el tejido dental o que exista exceso de humedad en el sustrato adherente. (Kugel G & Ferrari M, 2000)
- Los sistemas adhesivos monocomponentes, son aquellos donde el primer y el adhesivo se han incorporado a través de diferentes procesos químicos y físicos en un solo envase (Ejemplo: Excite (Vivadent), One Coat Bond (Coltene), One Step (Bisco), Prime Bond NT (Dentsply), Syntac Sprint y Syntac Single Component (Vivadent), Single Bond (3M). Estos sistemas se sintetizaron con la finalidad de disminuir el número de pasos clínicos y el tiempo de trabajo. Sin embargo, según se ha descrito, la ganancia de tiempo no es substancialmente importante, porque la diferencia de tiempo de trabajo total entre un sistema multi frascos y otro mono frasco varía entre 10 – 60 segundos solamente. (Perdigao J & cols, 1995) (Finger W & Balkenhol M, 1999)

Ventajas:

- Reducción del tiempo de trabajo, en comparación con los sistemas multicomponentes, porque se elimina un paso clínico (aplicación del primer).
- Posibilidad de presentación en mono dosis: Asegura la composición estable del adhesivo y la evaporación controlada del solvente.
- Ayuda a disminuir las infecciones cruzadas, porque permite realizar una aplicación más higiénica.
- Permite la incorporación de nanopartículas, que actúan mejorando las propiedades físicas del adhesivo, además refuerzan la red colágena y favorecen la disminución de fracturas adhesivas y cohesivas de la capa híbrida. (Perdigao J & Lopez M, 1999)

Desventajas: (Perdigao J & cols, 1995)

- El uso de estos sistemas adhesivos, no necesariamente implica la reducción del tiempo clínico, porque algunas presentaciones comerciales requieren de la aplicación de varias capas (Prime & Bond NT (Dentsply), con la finalidad de obtener una capa adhesiva con un grosor suficiente.
- Técnica más sensible, porque precisa de la aplicación de varias capas.

- Existe mayor riesgo de crear una capa de adhesivo muy fina, que no posea la capacidad de absorción del estrés residual o que ocurra una polimerización incompleta debido a la inhibición por oxígeno.

SISTEMAS ADHESIVOS AUTOGRABABLES

Los sistemas adhesivos autograbadores o autograbables se basan en el uso de monómeros ácidos que acondicionan, imprimen y se adhieren al tejido dental.

Su mecanismo de acción es bastante sencillo. Incorporan una resina ácida que al ser aplicada sobre el substrato dental disuelve el barro dentinario y crea un pequeño frente de desmineralización. Tras actuar unos segundos (entre 15 y 30 según el adhesivo), la propia resina se desactiva debido a que los radicales ácidos se neutralizan con los cristales de hidroxiapatita que ha desmineralizado. El resultado es un tejido desmineralizado e infiltrado simultáneamente con el adhesivo. Con este tratamiento se evita la dificultad del control del agua en el diente grabado, el riesgo de dañar las fibras colágenas y la posibilidad de no infiltrar y sellar completamente el frente de desmineralización.

Los sistemas adhesivos autograbables tienen una menor acidez que el ácido fosfórico, y por consiguiente no consiguen un grabado tan profundo en esmalte (Pashley DH & Tay FR, 2001) ni en dentina (Tay FR & Pashley DH, 2001).

De acuerdo a Van Meerbeek & Others (2000), este mecanismo de adhesión menos agresivo que aquellos que utilizan la técnica de grabado ácido convencional, al parecer, permiten un sellado eficaz de los túbulos dentíales y márgenes cavitarios durante más tiempo (In vitro), porque gracias a la interacción química entre la hidroxiapatita y el monómero mejora significativamente la resistencia al proceso de degradación hidrolítica del adhesivo y asegura una posición estable del mismo. (Sano H & cols, 1995)

Otra de las ventajas de los autograbadores es la simplificación de los pasos al aplicar el adhesivo. Debido a que se graba e infiltra a la vez, se suprime totalmente el paso del grabado ácido. El paso aplicar ácido, esperar 15 segundos, lavar abundantemente y soplar ligeramente sin deshidratar, queda eliminado.

Como se puede ver, las dos ventajas principales de los autograbadores sobre los adhesivos tradicionales son muy importantes y decisivas a la hora de utilizar estos nuevos adhesivos. Esto hace que, en comparación con sus predecesores, los sistemas autograbadores tengan una menor sensibilidad a la técnica por su mayor facilidad de uso.

Estos sistemas se comercializaron a principio de los años 90. Al inicio se emplearon sólo como un sistema acondicionador de la dentina porque su capacidad de adhesión al esmalte era pobre. Hoy en día, se cuenta con formulaciones químicas que

son capaces de actuar de manera efectiva tanto en esmalte como en la dentina (Xeno III – Dentsply). (Gordan V & cols, 1998)

La primera generación de sistemas autograbadores que se introdujeron en el mercado odontológico se utilizaban siguiendo dos pasos clínicos. El primero consistía en la aplicación de una sustancia acondicionadora sobre tejido dental (ácido cítrico, maléico, nítrico), no lavable que después de actuar durante 15 - 30 segundos se inactivaba y el segundo paso clínico consistía en la aplicación propiamente dicho del adhesivo (Ejemplo: Clearfil Liner Bond y Clearfil SE (Kuraray), Syntac (Vivadent), Optibond (Kerr), F 2000 y Scotchbond 2 (3M)). (Gordan V & cols, 1998)

La segunda generación de adhesivos autograbables son los denominados todo en uno, es decir, el agente acondicionador, el primer y el adhesivo se encuentran mezclados química y físicamente en un solo bote o envase, por lo tanto desde el punto de vista clínico, amerita solo un paso, que consiste en la aplicación directa de una o múltiples capas del adhesivo sobre el tejido dental a tratar (Ejemplo: Etch & Prime 3.0 (Degussa), One Up Bond (Tokuyama), Adper Prompt L Pop (3M – Espe), Xeno III (Dentsply)).

Aparte de la clasificación cronológica, estos sistemas adhesivos también han sido clasificados de acuerdo a la acidez de los compuestos que los constituyen, en moderados y fuertes (Moderado: Ph: +/- 2. Fuerte: Menor o igual a 1), cabe destacar que esta diferencia en el pH influye directamente en la capacidad de desmineralización del sistema adhesivo, es decir, a menor pH mayor será la capacidad de desmineralización del adhesivo. (Yoshiyama M & cols, 1998)

Según Gordan & Others (1998), los sistemas autograbables no solamente simplifican la técnica clínica, sino que también disminuyen la sensibilidad de la técnica en comparación con los sistemas convencionales. Entre otras ventajas de estos sistemas se destacan:

- Desmineralización e infiltración de resina simultanea.
- Posibilidad de mono dosis: Permite el control de la evaporación del solvente y así mantener la composición estable del adhesivo.
- Adecuada interacción monómero – colágeno.
- Efectivo desensibilizador dentinal.
- Menor importancia a la humedad dentinal.
- Disminuye el riesgo de las infecciones cruzadas.

Desventajas: Inoue S & cols, 2000)

- Insuficientes estudios (In vitro / In vivo) a largo plazo.
- La fuerza de adhesión que se logra en el esmalte es suficiente, pero es inferior a la que se obtiene con los sistemas adhesivos convencionales (técnica de grabado total), aunque éste es un tema controversial en la actualidad.

FALLAS DE ADHESIÓN

Un requisito importante para lograr una adecuada adhesión es que las superficies a unir deben estar suficientemente cerca y en íntima relación. Además, la energía superficial libre del adherente debe ser mayor que la tensión superficial del adhesivo. (Schwartz RS & cols, 1999). Además, es necesario que las superficies a unir estén bien limpias

Unos de los principales problemas de la adhesión es que es muy lábil en un medio húmedo, lo que dificulta resultados clínicos duraderos (Barrancos Mooney J, 1999).

Cualquier tipo de contaminación del área de adhesión puede ser evitada en su totalidad con el uso de buen aislamiento como es el caso de la goma dique. Es importante seguir ciertas reglas como son:

1. El secado de la superficie contaminada debe ser estrictamente evitado.
2. La contaminación del adhesivo no polimerizado no es crítica porque saliva y adhesivo son simplemente lavados y adhesivo es reaplicado.
3. Cualquier contaminación del adhesivo polimerizado compromete severamente la adhesión, sin importar cuan cuidadosamente sea lavado el contaminante. Esta situación requiere el retallado de la superficie y repetición de todo el procedimiento adhesivo (Fritz UB et al, 1998)

IV. EVOLUCIÓN DE LOS SISTEMAS ADHESIVOS

Durante los últimos treinta años, los odontólogos se han enfrentado a un continuo y rápido cambio de los materiales adhesivos. Este movimiento se inicia con la comercialización de la primera resina dental de uso directo en los años 60, seguido de la introducción en la práctica clínica de la técnica de grabado ácido; desde entonces las resinas compuestas (Composites), las estrategias de unión al substrato dental y los agentes promotores de adhesión han progresado significativamente.

HISTORIA

- 1955. Buonocuore: introduce el concepto del grabado del esmalte, primer paso de la odontología adhesiva. Sin embargo, sus trabajos tardaron casi veinte años en pasar a la clínica.
- 1956. **Primera generación**, cuando Buonocuore reportó que el GPDM podía unirse a las superficies grabadas, aunque estas fuerzas adhesivas fueron extremadamente bajas (1 – 3 Mpa.)(Barkmeier WW et al, 1999)
- 1960. Se desarrollo la molécula NPG – GM (N – fenil glicina glicidil metacrilato), siendo la base del primer adhesivo dentinario que se unió a esmalte y dentina por quelación de calcio (Schwartz RS & cols, 1999)
- 1962. Bowen: introduce la resina Bis – GMA, primer agente de unión al esmalte.
- 1970. Primer composite curado por luz ultravioleta: Nuva Fil (Dentsply).
- Los adhesivos aparecidos al final de los años '70, no eran realmente tal cosa. Aunque su fuerza de adhesión al esmalte era alta, su adhesión a la dentina era lastimosamente baja, típicamente no mayor a los 2 Mpa. Generalmente todas las generaciones de adhesivos se unen bien a la estructura microcristalina del esmalte, el principal problema para el dentista es la fuerza de unión a la dentina, tejido semiorgánico. La unión se buscaba por la quelación del agente adhesivo con el calcio componente de la dentina. La sensibilidad postoperatoria era común cuando estos agentes eran usados para restauraciones oclusales posteriores.
- 1980. Fusayama: desarrolla el grabado total (*Total – etch*), tanto del esmalte como de la dentina. Sus trabajos tardaron diez años en popularizarse, por enfrentarse a los intereses comerciales de algunas casas comerciales norteamericanas empeñadas en mantener la capa de barro dentinario, basándose en la toxicidad del ácido fosfórico sobre la dentina.
- Al comienzo de los 80 se desarrolló una **2ª generación** bien diferenciada. Estos productos intentaban usar la capa residual (*smear layer*) como substrato para la adhesión. Las débiles fuerzas de adhesión de esta "generación" (2 a 8 MPa a la dentina) hacían todavía necesaria la retención en la preparación de cavidades.
- 1982. Nakabayahi: describe la denominada capa híbrida.
- 1986. Gasspoole y Erickson demostraron que el grabado del esmalte sólo necesitaba 15 segundos.
- 1987. El Scotchbond - 2 fue el primer adhesivo en recibir la aceptación provisional de la ADA. Le siguió el Tenure.

- Al final de los años 80 aparecieron dos sistemas de doble componente: iniciador (*primer*) y adhesivo. Las mejoras notables que estos agentes de unión presentaban, justificaban que se les clasifique como una **3ª generación**. El incremento significativo de la fuerza de adhesión a la dentina, 8 – 15 MPa, disminuyó la necesidad de retención en las preparaciones cavitarias. La tercera generación fue también la primera "generación" en adherirse no solamente a la estructura dental sino también a metales y cerámica. La parte negativa de estos agentes de unión fue su corta duración.

- Al comienzo de los años '90, los agentes de unión de **4ª generación** transformaron la odontología. La alta fuerza de unión a la dentina, entre 17 y 25 MPa, y la disminución de la sensibilidad postoperatoria en restauraciones oclusales posteriores, impulsaron a muchos dentistas a empezar el cambio de uso de amalgama por resinas compuestas en obturaciones directas en posteriores. El grabado total y la adhesión a dentina húmeda, conceptos desarrollados por Fusayama y Nakabayashi en Japón en los años '80 introducidos a Estados Unidos por Bertollotti y popularizados por Kanca, son las grandes innovaciones de la 4ª generación de adhesivos.

- 1993. Van Meerbeek: describe tres zonas en la capa híbrida.

- **5ª generación**. Estos materiales se adhieren bien al esmalte, la dentina, a la cerámica y a los metales, pero lo más importante es que se caracterizan por tener un solo componente en un solo frasco. No hay mezclado, y por lo tanto menos posibilidades de error. La fuerza de retención a la dentina está en el rango de 20 a 25 MPa y más.

- La **6ª generación** de adhesivos no requiere grabado, al menos en la superficie de la dentina. Si bien esta "generación" no está aceptada universalmente, hay un número de adhesivos dentales presentados en el año 2000 en adelante, que están diseñados específicamente para eliminar el paso de grabado.

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

Las definiciones "generacionales" ayudan a identificar los principios químicos involucrados, la fuerza de la adhesión a la dentina y la facilidad de uso para el clínico. Finalmente, este tipo de clasificación beneficia al dentista y al paciente al simplificar el proceso de elección en el consultorio.

V. SISTEMAS ADHESIVOS: SINGLE BOND – ADPER PROMPT – ADHESE

SINGLE BOND: (3M – Espe)

Presentación: Una sola botella.

Composición:

- Dimetacrilatos.
- HEMA
- BIS GMA
- Copolímero de ácido polialquenoico
- Fotoiniciador
- Etanol y agua.



Fig. 7

ADPER PROMPT: (3M – Espe)

ADPER = *AD*hesion *PER*formance

Composición:

Líquido A (rojo):

Esteres fosfóricos de metacrilato.
Bis GMA
Iniciadores basados en canforquinona.
Estabilizadores.

Líquido B (amarillo):

Agua.
HEMA.
Ácido polialquenoico.
Estabilizadores.



Fig. 8

Se mezclan una gota del líquido A con el líquido B. El tamaño de las gotas debe ser uniforme. La mezcla debe dar un color amarillento claro y sin estrías. Se aplica sobre la superficie durante mínimo 15 segundos. Mientras más a fondo se aplique (aplicado con fuerza relativa sobre la superficie) es mejor. Se sopla con aire hasta que de un aspecto homogéneo brillante. Si no es así aplicar otra vez. Las superficies que no presentan un brillo sedoso, perjudican la interconexión por adherencia. Fotopolimerizar por 10 segundos. Ahora aplicar el material restaurador.

ADHESE: (Vivadent – Ivoclar)

Composición:

Adhese primer: contiene dimetacrilato, acrilato del ácido fosfónico, iniciadores y estabilizadores en solución acuosa.

Adhese bonding: contiene HEMA, dimetacrilato, dióxido de silicio, iniciadores y estabilizadores.



Fig. 9



Fig. 10

Con un pincel y en adecuada cantidad se aplica el adhese primer, una vez que esté bien humectada la cavidad se prosigue removiendo sobre la superficie unos 15 segundos más. El tiempo total de reacción no debe ser menor a 30 seg. Aplicar chorro de aire hasta que desaparezca el líquido en movimiento. Luego aplicar adhese bonding. Aplicar chorro de aire suave (no contiene solventes que puedan evaporarse). Polimerizar por 10 seg. con intensidad mayor a 400 mW/cm²

VI. COMPOSITES

Las resinas reforzadas o composites se consideran como un material de estructura heterogénea, producto de la combinación de una fase orgánica (matriz) y una fase cerámica (núcleos de refuerzo). Estas fases funcionan como una unidad estructural debido al procedimiento de silanización al que son sometidas las partículas de refuerzo, mediante el cual ambos componentes se enlazan a través de una molécula bifuncional de tipo silano (Barrancos Mooney J, 1999).

Matriz orgánica: compuesta principalmente por Diacrilatos como el BIS GMA (BIS – fenol A y Metacrilato de Glicidilo) y/o Dimetacrilatos. Esta fase es la que permite el endurecimiento por polimerización, durante la cual se experimenta el fenómeno de contracción. (Barrancos Money J, 1999).

El componente cerámico le permite lograr una rigidez elevada (se puede llegar a valores de módulo elástico equivalentes a los de la dentina). Además este contenido cerámico permite disminuir el coeficiente de variación dimensional térmico. (Macchi RL, 2000).

Son estas partículas de refuerzo (cuarzo, vidrio, porcelana, etc.) las que caracterizan a los distintos tipos de composite, teniendo en la actualidad una amplia variedad de estos. La tecnología actual permite obtener una gran gama de tamaños, formas y distribución de estas partículas (Barrancos Money J, 1999).

El agente de enlace es generalmente el Gamma – Metacriloxietiltrimetoxisilano, sustancia que tiene en su molécula grupos silanos y vinílicos. Los grupos silanos contienen átomos de silicio con los que se puede lograr, al hacer el tratamiento industrial, una unión química a la parte cerámica que incluye esos mismos átomos. Los grupos vinílicos (con dobles enlaces) permiten una reacción y unión con la fase orgánica cuando las moléculas de ésta polimerizan. Este agente de enlace es fundamental, puesto que sólo manteniendo ambas fases correctamente adheridas, las tensiones son transferidas de una a otra y el comportamiento mecánico resultante es intermedio entre el de ambas. Si no es así, la fase incorporada no sólo no refuerza, sino que debilita al conjunto. (Macchi RL, 2000)

Otros componentes se encuentran presente en los composites en una menor concentración tales como: Diluyentes, inhibidores, sistema de activación e iniciación de la polimerización, pigmentos y estabilizadores del color. (Macchi RL, 2000)

Los composites son hoy día el material de restauración más utilizado. Esto es debido a que sus propiedades estéticas y mecánicas son cada vez mejores, lo cual hace que las indicaciones de su utilización sean cada vez más amplias. No sólo se pueden utilizar para tratar lesiones por caries sino también para modificar la anatomía dental, reparar grandes fracturas, etc.

Los composites no se adhieren químicamente al esmalte y a la dentina y la contracción de polimerización provoca brechas o vacíos en los márgenes de la restauración, lo que trae como consecuencia la invasión bacteriana y el posterior compromiso de la vitalidad pulpar. Por ello es necesario que los composites se adhieran a los tejidos dentarios en forma mecánica a través de un agente adhesivo.

VII. POLIMERIZACION

Las resinas endurecen por un proceso de polimerización, donde a partir de una gran cantidad de pequeñas moléculas (monómeros) y a través de una serie de reacciones químicas, se origina una macromolécula (polímero). Todas las resinas utilizadas en odontología polimerizan por adhesión, lo que significa que la estructura del monómero está repetida determinada cantidad de veces en el polímero, teniendo

ambos la misma forma química. Estas unidades estructurales son activadas para que se desencadene el proceso de polimerización por medio de un agente iniciador. (Uribe Echevarría J, 1990).

SISTEMAS DE ACTIVACIÓN PARA LA POLIMERIZACIÓN

- Activación química
- Activación por luz U.V.
- Activación por luz visible:

Fue en 1981 cuando surge la utilización de la luz visible como activador de la polimerización, y es actualmente el método más utilizado, quedando la activación química y la por luz UV prácticamente en desuso por su difícil manipulación y potencial daño a los tejidos respectivamente.

Las resinas fotoactivadas con luz halógena, visible o azul, utilizan un inductor de diacetona, como la canforoquinona, y un agente reductor como la amina terciaria para iniciar la polimerización. Este sistema fotoinductor es muy sensible a la luz en la región azul del espectro de la luz visible con una actividad de inducción máxima del orden de 470 nanómetros. (Macchi RL, 2000)

- Activación por calor: se limita al campo del laboratorio. Este sistema otorga la máxima proporción de conversión de todos los sistemas antes nombrados.

Una característica inevitable de estas resinas durante el proceso de polimerización es la llamada contracción de polimerización. Aunque la carga de alto relleno de una matriz de una resina restauradora reduce la contracción por polimerización, las resinas compuestas actuales aún contraen entre 2,9 a 7,1 % en volumen durante la polimerización libre (Schawartz RS, 1999). Se han reportado fuerzas de contracción dentro de la resina de hasta 7 Mpa. (Schawartz RS, 1999)

Luego de la contracción, las resinas tienden a expandirse, pero no alcanzan a compensar esa contracción de polimerización. Esto se atribuye a la absorción de agua por la resina, aunque esta absorción es lenta y puede llegar a requerir horas o días para alcanzar la saturación (Yap & cols, 2000).

VIII. MICROINFILTRACIÓN

Es conveniente que la adhesión alcanzada no se limite simplemente a evitar el desprendimiento del bloque restaurador, sino también lograr el sellado marginal para evitar la filtración marginal y sus secuelas posteriores. (Barrancos Mooney J, 1999)

La microinfiltración se define como el paso clínicamente imperceptible, de bacterias, fluidos, moléculas o iones, entre las paredes de una cavidad y el material restaurador aplicado en ella, como resultado de una diferencia entre los coeficientes de expansión térmica del material y los tejidos dentinarios o una contracción ocurrida durante la polimerización.

Es importante considerar que la adhesión al esmalte es la primera barrera que impide la microinfiltración.

IX. RESISTENCIA TRACCIONAL

La fuerza de adhesión (o tensión de adhesión) equivale a la carga mecánica inicial necesaria para la fractura dividida por la superficie simple de unión, definida geoméricamente. Generalmente, la zona de contacto verdadero entre los materiales puede ser mucho mayor debido a la rugosidad de la superficie. No obstante, en este cálculo no se considera la rugosidad. Los tipos de prueba para la medición de la fuerza de adhesión se clasifican en función de la dirección de la carga mecánica inicial. Pueden ser de Resistencia Traccional o Resistencia al Cizallamiento. (Sturdevant CM, 1996)

Resistencia Traccional se define como el esfuerzo máximo que tolera un material sometido a cargas de tracción sin romperse Definición extractada del M^c Graw – Hill Dictionary of Scientific and Technical Term del 2001.

Por otro lado, Barrancos Mooney define la resistencia adhesiva como la tensión necesaria para producir desprendimiento.

En general se consideran sinónimos resistencia traccional y resistencia adhesiva, aunque lo correcto sería Resistencia Adhesiva Traccional, para diferenciarla de la Resistencia Adhesiva al Cizallamiento.

En la práctica, la resistencia traccional suele ser aproximadamente la mitad de la resistencia al cizallamiento. (Sturdevant CM, 1996)

OBJETIVOS

Objetivo general:

Comparar in vitro la resistencia adhesiva (traccional) sobre esmalte de un composite utilizando distintos sistemas adhesivos y técnicas de preparación del sustrato.

Objetivos específicos:

- Medir la resistencia adhesiva traccional en esmalte de un composite utilizando una capa de sistema adhesivo y cuatro tiempos distintos de grabado ácido.
- Medir la resistencia traccional en esmalte de un composite utilizando 2 capas de sistema adhesivo y cuatro tiempos distintos de grabado ácido.
- Medir la resistencia traccional en esmalte de un composite utilizando 2 adhesivos autograbables.
- Comparar los resultados obtenidos para la metodología experimental diseñada.

MATERIALES Y METODOS

Se seleccionaron 100 molares y premolares con superficies lisas intactas y libres de caries recientemente extraídos. Se realizó una desinfección con agua oxigenada 10 vol. y posterior profilaxis a cada uno de los dientes por todas sus caras mediante escobillas blandas, piedra pómez venteadada y agua; posteriormente se enjuagaron y almacenaron en agua a temperatura ambiente hasta el momento de su uso.

Utilizando piedras de diamante cilíndricas delgadas A/V se seccionaron las raíces a nivel del LAC. Luego se seccionaron las coronas en sentido M – D obteniéndose 2 fragmentos dentarios: uno V y otro P/L.

Se montó c/u de los fragmentos en un cubo de acrílico rosado de 20mm X 20mm X 5mm dejando expuesto sólo las caras V y/o P/L.

Se enumeraron los cuerpos de prueba en forma aleatoria de 1 al 200.

Se utilizaron 20 cuerpos de prueba para c/u de las siguientes alternativas:

- Grupo A: una capa de sistema adhesivo Single Bond, composite Z – 100.
 - o A – 1: Grabado con ácido fosfórico al 35% durante 10 segundos.
 - o A – 2: Grabado con ácido fosfórico al 35% durante 20 segundos.
 - o A – 3: Grabado con ácido fosfórico al 35% durante 30 segundos.
 - o A – 4: Grabado con ácido fosfórico al 35% durante 60 segundos.

- Grupo B: Sistema adhesivo autograbable, composite Z – 100
 - o B – 1: Adper Prompt.
 - o B – 2: Adhese.

- Grupo C: dos capas de sistema adhesivo Single Bond, composite Z – 100.
 - o C – 1: Grabado con ácido fosfórico al 35% durante 10 segundos.
 - o C – 2: Grabado con ácido fosfórico al 35% durante 20 segundos.
 - o C – 3: Grabado con ácido fosfórico al 35% durante 30 segundos.
 - o C – 4: Grabado con ácido fosfórico al 35% durante 60 segundos.

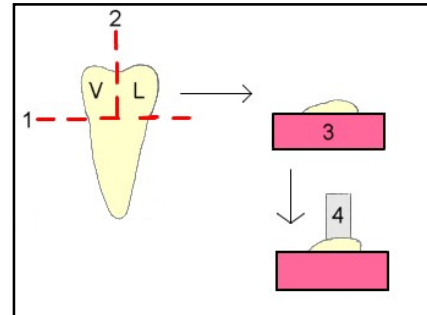
TABLA I: Grupos experimentales.

GRUPOS	MUESTRA	TECNICA ADHESIVA
A	80 superficies	Ácido fosfórico 35% + 1 capa de Single Bond.
B	40 superficies	Adhesivo autograbable
C	80 superficies	Ácido fosfórico 35% + 2 capas de Single Bond.
TOTAL	200 superficies	

Se utilizó una superficie de esmalte circular de 4mm de diámetro para el grabado ácido, y cilindros de composite de 4mm de diámetro y 10 mm de longitud, creados con una matriz preformada de dichas dimensiones (sonda naso gástrica). (Fig. 1)

Fig. 1. Confección del cuerpo de prueba.

1. Corte radicular.
2. Corte coronario.
3. Montaje en acrílico.
4. Confección de cilindro de composite.



El procedimiento para todos los cuerpos de prueba del **GRUPO A** fue el siguiente, variando solamente los tiempos de grabado ácido:

Secado de las superficies a tratar durante 5 segundos con aire libre de impurezas, grabado con gel de ácido fosfórico al 35% (Scotchbond etchant, 3M - Espe) durante el tiempo indicado para cada subgrupo medido con cronómetro, lavado durante 15 segundos con agua de la jeringa triple, y secado con aire durante 2 segundos.

Posteriormente se aplicó una capa de primer adhesivo (Single Bond, 3M Espe) utilizando el pincel aplicador proporcionado por el fabricante, se frotó y dejó actuar por 60 segundos, se aplicó aire por 2 segundos para dejar una capa homogénea, se fotopolimerizó con lámpara de fotocurado modelo 2500 3M (testada por radiómetro arrojó 580 mW/cm² al comienzo de las pruebas) por 20 segundos, se aplicó el composite Z100 3M Espe mediante una espátula y un condensador ambos de acero inoxidable, utilizando el cilindro de 4mm de diámetro X 10 mm de longitud como matriz, fotopolimerizando por capas de 2mm durante 20 segundos c/u para evitar cualquier tensión que pudiera afectar el resultado final, y cuidando que el composite abarcara solamente los 4 mm de diámetro sobre la superficie de esmalte. Finalmente se retiró la matriz.

Fig. 2. Algunos insumos e instrumental utilizados.



El procedimiento para los cuerpos de prueba del **SUB GRUPO B – 1** fue el siguiente:

Secado de las superficies a tratar durante 5 segundos con aire comprimido libre de impurezas. Se mezcla una gota del líquido A con el líquido B del Adper Prompt. El tamaño de las gotas debe ser uniforme. La mezcla debe dar un color amarillento claro y sin estrías.

Se aplicó sobre la superficie de esmalte durante mínimo 15 segundos frotando . Se sopló con aire durante 5 segundos hasta que dio un aspecto homogéneo brillante.

Se fotopolimerizó por 20 segundos.

El procedimiento para los cuerpos de prueba del **SUB GRUPO B – 2** fue el siguiente:

Secado de las superficies a tratar durante 5 segundos con aire comprimido libre de impurezas, con el aplicador y en adecuada cantidad se aplica el adhese primer frotándolo por 30 segundos sobre la superficie de esmalte. Se aplicó aire por 10 segundos aproximadamente hasta que desapareciera el líquido en movimiento.

Luego se aplicó adhese bonding frotando durante 60 segundos, se aplicó aire por 5 segundos hasta lograr una capa homogénea. Se fotopolimerizó por 20 segundos.

Tanto en los **SUB GRUPOS B – 1 como B – 2**, se aplicó el composite Z100 3M – Espe de la misma forma como se realizó en el grupo anterior.

El procedimiento para los cuerpos de prueba del **GRUPO C** fue exactamente igual que para el **GRUPO A**, excepto en la aplicación de 2 capas de Single Bond, c/u fotopolimerizada por 20 segundos.

Figs. 3 a 9. Secuencia en la técnica de grupos A y C.



Fig. 3. Aplicación de ácido fosfórico.



Fig. 4. Lavado.



Fig. 5. Secado.



Fig. 6. Superficie blanco tiza.

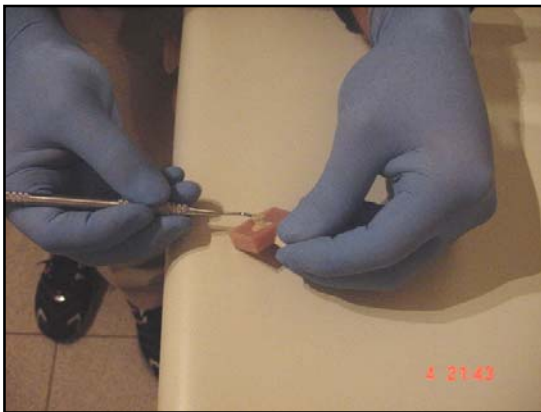


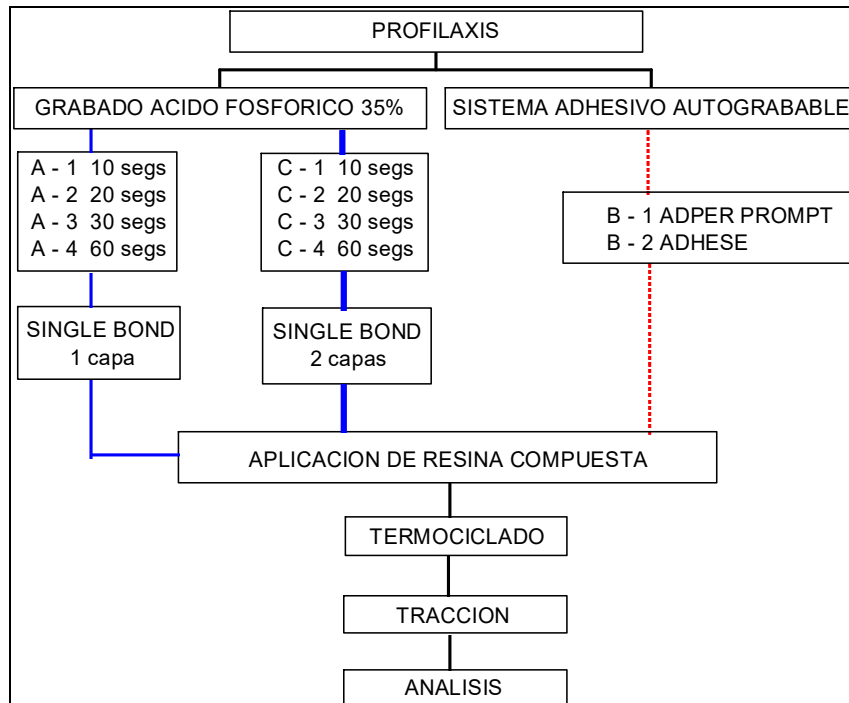
Fig. 7. Aplicación de composite por capas.



Fig. 8. Fotopolimerización.



Fig. 9. Cuerpo de prueba terminado.

TABLA II: Etapas de aplicación de los diversos grupos.

TERMOCICLADO

Se realizó el siguiente régimen de termociclado para los 3 grupos: 100 ciclos de baños alternantes de 5° C y 55° C en agua. El tiempo de permanencia en cada uno de los baños fue de 30 segundos. (Fig. 10)

Los cuerpos de prueba se almacenaron en agua destilada hasta el momento del ensayo de tracción, cuidando de que cada uno de los 10 sub grupos quedara almacenado en un recipiente individual, perfectamente rotulado con las siguientes características: tiempo de grabado ácido y sistema adhesivo utilizado. (Fig. 11)

**Fig. 10.** Termociclado.**Fig. 11.** Almacenaje y rotulado.

PRUEBAS DE TRACCION

Las pruebas fueron realizadas en una máquina Instron Universal de ensayo (Modelo #4411, USA).

Para realizar la medición, cada uno de los cuerpos de prueba se fue instalando sucesivamente en la máquina Instron con una velocidad de cabezal de 2mm / minuto, una distancia entre tenaza e interfase diente – restauración de 2mm y cuidando que la fuerza de tracción se ejerciera perpendicular a la superficie del diente.

La máquina Instron cuenta con 2 terminales donde se insertan 2 mordazas ajustables: una superior móvil, y una inferior estable. Con ambas se logra cierto grado de apertura y además se obtiene una superficie de contacto amplia tanto con el cilindro de composite (la mordaza superior) como con la base de acrílico (la mordaza inferior), lo que le dio gran firmeza durante el ensayo de tracción.

Fig. 12 y 13. Tensómetro Instron y cuerpos de prueba.



Fig. 12.



Fig. 13.

Los datos se tabularon y analizaron mediante el software estadístico SPSS 10.0. Se obtuvieron estadísticas descriptivas y la evaluación de las diferencias entre grupos se hizo mediante el test de T de student cuando se compararon dos grupos / subgrupos y mediante el test de ANOVA cuando eran mas de dos grupos / subgrupos. Para determinar que grupos / subgrupos diferían se aplicó además el test de Tukey. El nivel de significancia se fijó en $p = 0,05$

RESULTADOS

La máquina instron registra los valores en la unidad Kg Fuerza (KgF), los cuales fueron convertidos en un área de 1cm² de la siguiente forma:

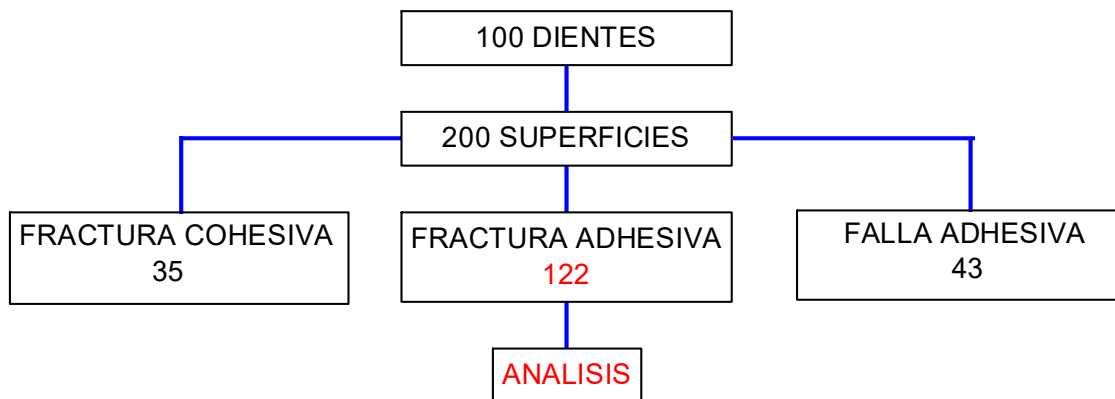
Área de un círculo → $A = \pi \times r^2$ siendo el diámetro de la matriz obturadora $d = 0.40 \text{ cms.}$, el radio $r = 0.2 \text{ cms.}$ y $\pi = 3.14159\dots$, por lo tanto:

$$A = 3.14159 \times 0.2 \times 0.2 = 0.1256636\text{cm}^2$$

De esta forma, cada valor obtenido en la unidad KgF fue dividido por esta área transformando los valores a la unidad **Kg/cm²**.

Finalmente utilizando la fórmula: **1Mpa = 10.19 Kg/cm²** se llevaron los resultados a **Mpa**.

TABLA 1: Distribución de los resultados.

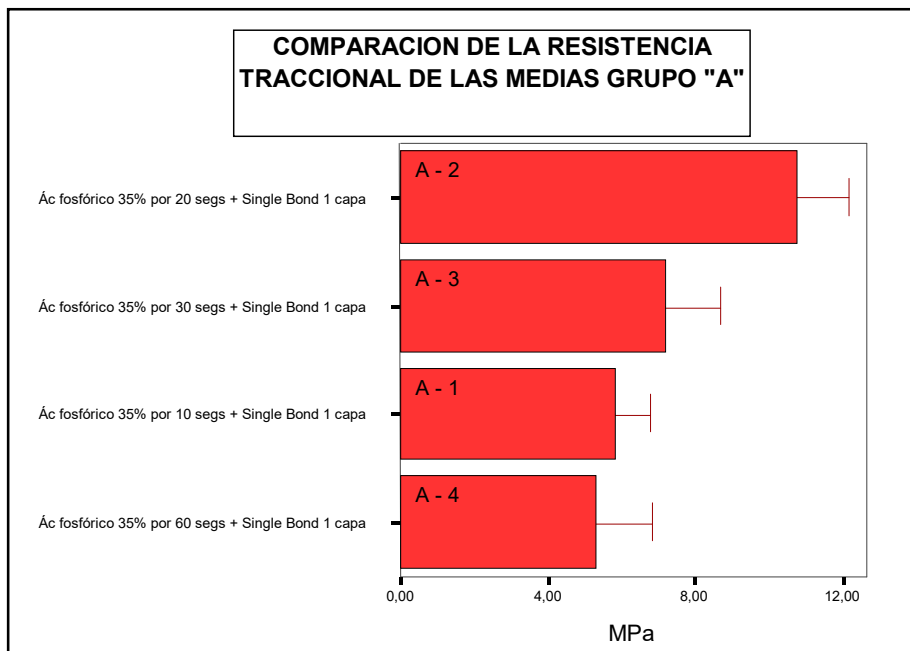


Los resultados obtenidos se ordenaron de la siguiente manera, modificando en parte la clasificación clásica de fracturas de materiales (Hosoya Y & Tominaga A, 1999):

1. Fractura adhesiva (FA): cuando se fracturó la interfase diente – restauración o diente – sistema adhesivo en más de un 80% del área de fractura. (Hosoya Y & Tominaga A, 1999)
2. Fractura cohesiva (FC): cuando se fracturó la masa del material restaurador.
3. Fracaso adhesivo: Aquí se agruparon aquellos cuerpos de prueba en que ocurrió fractura adhesiva en el momento en que estaban siendo adaptados a la máquina de Ensayo, sin alcanzar a ser sometidos a tracción.

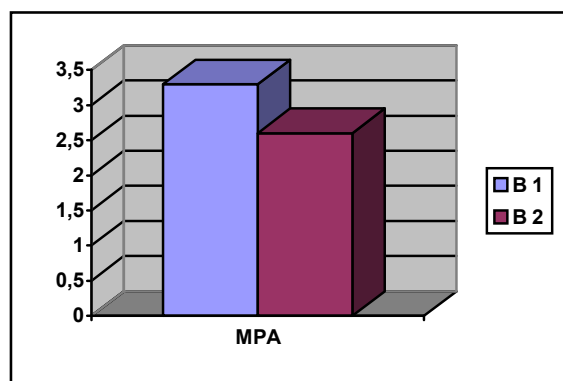
Los resultados del Grupo A: 1 capa de Single Bond (Gráfico 1) arrojan un valor de resistencia traccional significativamente mayor ($p = 0,05$) para A - 2 (ácido fosfórico 35% por 20 segundos + 1 capa de Single Bond) respecto de los demás subgrupos.

Gráfico 1.



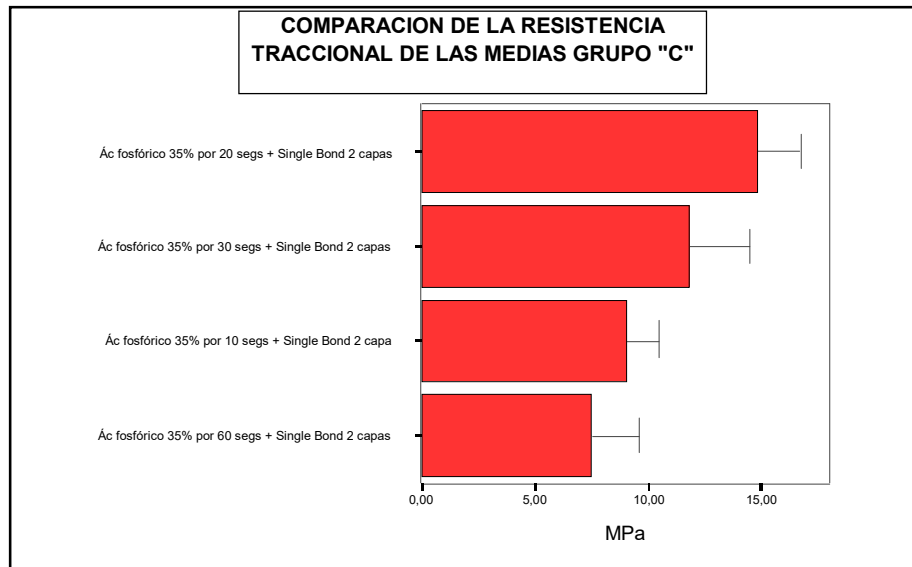
Los resultados del grupo B: Adhesivos autograbables no mostraron diferencias significativas entre B - 1 (Adper Prompt) y B - 2 (Adhese). Los valores se ejemplifican en el Gráfico 2.

Gráfico 2.



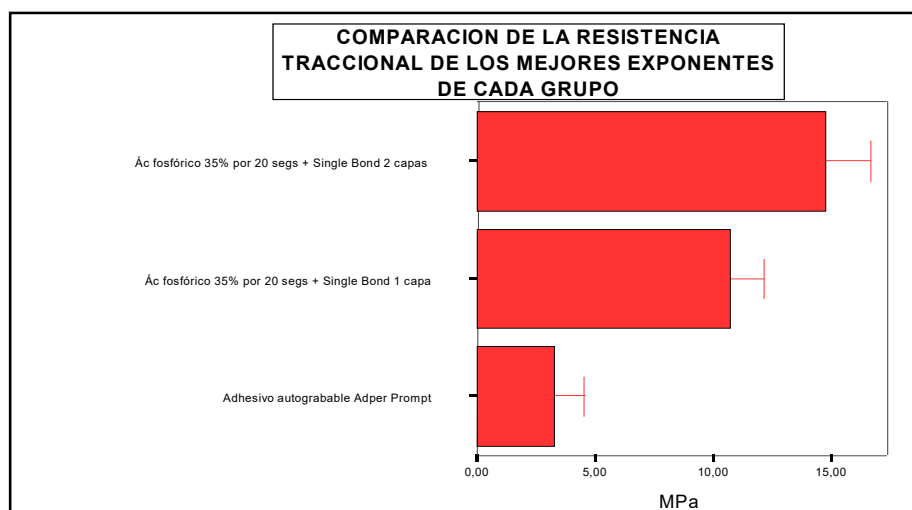
Los resultados del Grupo C: 2 capas de Single Bond (Gráfico 3) arrojan un valor de resistencia traccional significativamente mayor ($p = 0,05$) para C – 2 (ácido fosfórico 35% por 20 segundos + 2 capas de Single Bond) respecto de los demás subgrupos. Por su parte, C – 3 (ácido fosfórico 35% por 30 segundos + 2 capas de Single Bond) logra valores de resistencia traccional significativos ($p = 0,05$) respecto a C – 1 y C – 4.

Gráfico 3.



Comparando los resultados de los 3 Grupos, escogiendo al mejor representante (mayores valores de resistencia traccional) de c/u de ellos (A – 2, B – 1 y C – 2) se observan diferencias estadísticamente significativas. ($p = 0,05$)

Gráfico 4.

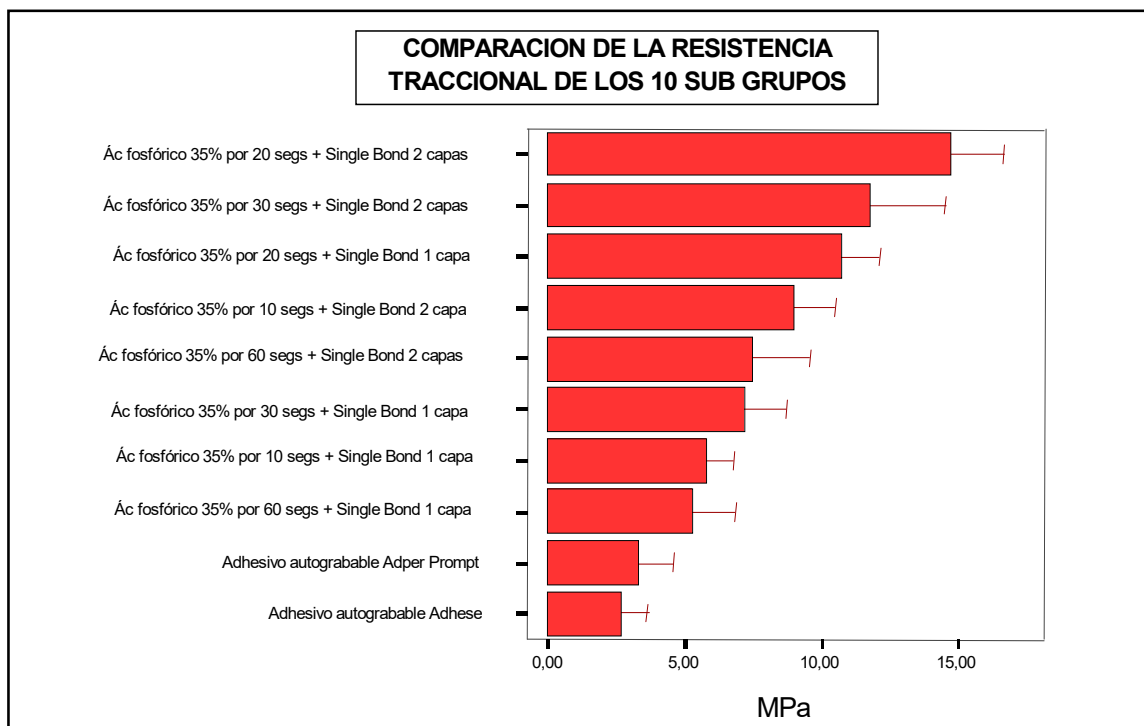


Análisis de las medias de todos los grupo / subgrupos:

Tabla 2.

GRUPOS	MEDIAS EN MPa
A - 1	5.8
A - 2	10.7
A - 3	7.2
A - 4	5.3
B - 1	3.3
B - 2	2.6
C - 1	8.95
C - 2	14.8
C - 3	11.8
C - 4	7.4

Gráfico 5. Valores en orden decreciente.



DISCUSION

En general, los valores obtenidos en esta investigación fueron significativamente menores a los reportados por el fabricante, en cuanto a resistencia adhesiva en esmalte. 3M – ESPE relata valores de 31 Mpa para el esmalte usando 2 capas de Single Bond + ácido fosfórico durante 15 segundos, contrastando con el máximo valor individual obtenido en el presente estudio que fue de 16.9 Mpa. Por otro lado, Guinnett AJ & Kanca J, (1992) relatan valores más cercanos, de alrededor de 20 Mpa. Estas discrepancias podrían explicarse por las siguientes razones:

Las diversas modificaciones que se aplicaron a la técnica en esta oportunidad respecto a la expuesta por el fabricante. Sin embargo, la gran diferencia entre estos valores, no es proporcional a la mínima variación en la técnica empleada (sólo 5 segundos adicionales de grabado ácido) para los 16.9 MPa. Peutzfeldt, A & Asmussen, E (2002) realizaron variaciones en la técnica de aplicación de 6 sistemas adhesivos con respecto a la técnica que indica el fabricante (acortar el tiempo de grabado, aplicación de una sola capa) obteniendo diferencias significativas en cuanto a la resistencia adhesiva sólo en dentina, no así en el esmalte.

El criterio de selección de la muestra fue amplio: no diferenció entre molares y premolares superiores o inferiores extraídos recientemente en pacientes de diversas edades. Esto concuerda con estudios realizados por Hobson, RS & Mac Cabe, JF (2002), donde se determinó que, sin importar el patrón de grabado obtenido, se logran valores de resistencia adhesiva significativamente mayores en los primeros molares inferiores (13,1 Mpa), y los menores valores se obtuvieron en los primeros molares superiores (6,5 Mpa) dentro de un mismo paciente.

Los valores de resistencia traccional se obtuvieron sobre el esmalte de las caras medias coronarias y no del esmalte cuspídeo. Este resultado se puede relacionar con el de Shimada Y & Tagamy J, 2003, quienes analizaron la resistencia adhesiva de una resina en distintas zonas del esmalte, concluyendo que, con el Single Bond, la resistencia adhesiva era significativamente mayor en el esmalte cuspídeo que en el esmalte de la zona media coronaria.

El almacenamiento en agua a temperatura ambiente al que fueron sometidos los cuerpos de prueba durante algunas semanas, y el posterior régimen de termociclado para simular al máximo las condiciones orales, lo que se puede relacionar con un estudio realizado por Brackett W et al (2003) donde concluyeron que la adhesión a dentina es mayor al ser sometida a baños térmicos de 20°C decreciendo significativamente esta adhesión a los 55°C.

De todos los resultados obtenidos, se descartaron tanto los fracasos adhesivos como las fracturas cohesivas y mixtas, analizando solamente las fracturas adhesivas.

Los fracasos adhesivos se pueden asociar a los grupos donde se esperaba una resistencia traccional baja para el esmalte (grupo A1 – A4 – B1 – B2 – C1 – C4), donde se desprendieron con relativa facilidad antes de realizar el ensayo traccional, por lo tanto los valores no pudieron ser mensurados.

Las fractura cohesivas – mixtas pueden tener su origen en la forma de aprehensión que se utilizó para asir el cuerpo de prueba. Otra causa probable pudo ser que la alta relación longitud / diámetro del composite no haya sido la adecuada. Por otro lado, a pesar de haber condensado el composite correctamente, pudo haber quedado atrapado aire dentro de la masa, debilitándola, ya que la condensación se realizó dentro de un cilindro preformado que podría dificultar el escape de aire. Finalmente, este tipo de fractura se asocia principalmente con los grupos que lograron mayores valores de resistencia traccional, por lo que podríamos inferir que en ellos, la resistencia adhesiva fue mayor que la resistencia cohesiva.

Para el grupo A (ácido fosfórico + 1 capa de Single Bond), el mayor valor de resistencia traccional se logró con A – 2 (grabado ácido por 20 segundos).

Dentro del grupo B (adhesivos autograbables) no hubo diferencias significativas entre Adper Prompt (3M – Espe) y Adhese (Vivadent).

Para el grupo C (ácido fosfórico + 2 capas de Single Bond) el mayor valor de resistencia traccional se logró con C – 2 (20 segundos de grabado ácido).

Comparando los grupos A y C, fue este último quien logró significativamente el mayor valor de resistencia traccional, lo que indica que las 2 capas que sugiere el fabricante influyen en una mayor resistencia adhesiva.

Comparando los 3 grupos, C – 2 logró significativamente el mayor valor de resistencia traccional, y el grupo B logró el menor valor significativamente.

El bajo valor obtenido por el grupo B era de cierto modo esperado, lo que se relaciona con estudios que determinan que las resinas de los autograbadores tienen una menor acidez que el ácido fosfórico, y por consiguiente no consiguen un grabado tan profundo en esmalte (Pashley, DH & Tay, FR. 2001) ni en dentina (Tay, FR & Pashley, DH. 2001). Avalando lo anterior, se determinó que el grabado ácido previo a la aplicación de un adhesivo autograbable otorga mayores valores de resistencia adhesiva que aplicando sólo el adhesivo autograbable (Miguez, PA & cols. 2003). Sin embargo, en algunos estudios de fuerza de unión y de microinfiltración (Hannig et al, 2001; Hayakawa et al, 1998; Santini et al, 2001), se han encontrado valores similares a los de sistemas adhesivos convencionales.

Respecto a los tiempos de grabado ácido, el grupo A (una capa) mostró significativamente los mayores valores en A – 2 (20 segundos), seguidos por A – 1, A – 3 y A – 4, quienes entre sí no mostraron diferencias significativas. Por su parte, el grupo C también mostró de forma significativa el mayor valor en C – 2 (20 segundos), seguido

por C – 3 (30 segundos), y finalmente tanto C – 1 como C – 4 mostraron significativamente los valores menores de resistencia traccional.

Los bajos valores obtenidos en los grupos A – 1 y C – 1 nos pueden indicar que el ácido fosfórico al 35% durante 10 segundos no alcanza a producir una desmineralización efectiva para la adhesión a esmalte. Por otro lado, los bajos valores obtenidos en los grupos A – 4 y C – 4 nos pueden indicar que una excesiva desmineralización del esmalte tampoco provoca resultados satisfactorios para la adhesión.

Respecto a los 30 segundos de grabado ácido, es discutible el efecto beneficioso que pudiera tener en la resistencia adhesiva, ya que con 2 capas se logró valores significativamente mayores que 10 y 60 segundos (aunque inferiores que 20 segundos), pero con una capa los valores fueron muy bajos, similares a 10 y 60 segundos.

Si nos remitimos a la técnica que sugiere el fabricante (2 capas), podemos decir que, significativamente, 20 segundos de grabado ácido es el tiempo ideal, seguido por 30 segundos. Podemos deducir que entre estos valores se logra la mejor resistencia adhesiva, resultados que contrastan con Osorio, R & cols (1999), quienes determinaron que la fuerza adhesiva de brackets unidos con composite al esmalte era significativamente mayor cuando el esmalte se grababa por 60 segundos sobre los 15 segundos.

Otro estudio indica que La adhesión a esmalte es más predecible con 30 segundos que con 15 segundos utilizando ácido fosfórico 35%. (Gondo, R & cols, 2003)

Este estudio es avalado por Gardner, A & Hobson, R (2001) donde determinaron que el tiempo ideal de aplicación del ácido grabador es de 30 segundos por sobre 15 y 60 segundos.

Si el tiempo de grabado cuenta desde que comenzamos a aplicar el ácido hasta que comenzamos a lavar, durante esta etapa de lavado el ácido sigue actuando dentro de las microporosidades creadas en el esmalte por un tiempo extra, es por esta razón que se indica siempre un lavado eficiente durante mínimo 15 segundos. Podríamos pensar entonces que los 20 segundos de grabado ácido medidos, equivalen en realidad a más de 20 segundos en que el ácido está actuando, o sea, el tiempo real se acercaría a los 30 segundos.

En resumen, el presente estudio determina que con 20 segundos de grabado ácido (ácido fosfórico al 35%) + 2 capas de single bond se logran significativamente los mayores valores de resistencia traccional en el esmalte.

CONCLUSIONES

- Aplicando una capa de adhesivo previo grabado ácido durante 20 segundos se logró la mayor resistencia traccional dentro de dicho grupo.
- Entre los 2 sistemas adhesivos autograbables no hubo diferencias significativas en cuanto a resistencia traccional.
- Aplicando dos capas de adhesivo previo grabado ácido durante 20 segundos se logró la mayor resistencia traccional dentro de dicho grupo.
- Los adhesivos autograbables presentan la menor resistencia traccional significativamente respecto a los demás grupos.
- Dos capas de sistema adhesivo logran valores significativamente mayores de resistencia traccional respecto a una capa.
- El mejor comportamiento respecto a resistencia traccional se logró con un tiempo de grabado ácido de 20 segundos y dos capas de adhesivo. Valor significativamente superior a todos los demás grupos y subgrupos.

SUGERENCIAS

- 1.- hacer el mismo estudio agregando 15 y 25 segundos.
- 2.- Seleccionar una forma de aprehensión más adecuada para evitar fracturas del composite.
- 3.- Realizar el mismo estudio en dentina.
- 4.- Seleccionar una muestra más homogénea de dientes, como por ejemplo sólo terceros molares superiores.
- 5.- Analizar los resultados microscópicamente.

RESUMEN

El propósito de estudio fue comparar la resistencia traccional de un sistema adhesivo convencional monofrasco utilizando el Single Bond y distintos tiempos de grabado ácido (10 – 20 – 30 – 60 seg.) tanto con una como con dos capas de adhesivo, y estos a su vez se compararon con los resultados obtenidos por dos sistemas adhesivos autograbables (Adhese y Adper Prompt). Para todos los casos se usó el composite Z - 100 como material restaurador.

Se utilizaron 100 dientes entre premolares y molares, con sus caras libres intactas. Se seccionaron las raíces, y su corona fue cortada de forma axial en sentido mesio distal. Se montaron en bases de acrílico de 2cm x 2cm x 0.5cm, y fueron separados aleatoriamente en 10 grupos de 20 cuerpos de prueba cada uno, donde se aplicó el composite en una superficie de 4 mm de diámetro x 10 mm de alto, de acuerdo al sistema a utilizar: Grupo A (una capa de adhesivo), A1 10 seg.; A2 20 seg.; A3 30 seg.; A4 60 seg. Grupo B (sistema autograbable) B1 Adper Prompt ; B2 Adhese, Grupo C (dos capas de adhesivo) C1, C2, C3, C4 ídem al grupo A.

Se sometieron a las pruebas de tracción en un tensómetro Instron, analizándose los resultados, los cuales revelaron que el uso de dos capas de adhesivo incrementa la fuerza de adhesión; los sistemas convencionales monofrasco presentaron mayor fuerza adhesiva que los sistemas autograbables y que el tiempo óptimo de grabado ácido es de 20 segundos.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

Abate, P.; Bertacchini, S.; Macchi, R. (2000): Adhesion of compomer to dental structures. *Quintessence International*. 28 (8): 509 – 512.

Abate, P.; Rodriguez, V.; Macchi, R. (2000): Evaporation of solvent in one bottle adhesive. *Journal of Dentistry*. 2 (6): 437 – 440.

Barrancos Mooney, J. (1999): Histología dentaria. Adhesión a estructura dentaria. Composites: tipos y selección. *Operatoria Dental*. Tercera edición. Editorial Médica Panamericana, Buenos Aires. Pp. 219 – 223 / 567 – 569 / 657 – 662.

Barkmeier, W.; Hammesfahr, P.D.; Latta, M.A. (1999): Bond strength of composite to enamel and dentin using Prime & Bond 2.1. *Operative Dentistry*. 24: 51 – 56.

Black, G.V. (1997): A work on operative dentistry. The technical procedures infilling teeth. Tercera edición. Médico dental publishing co. Chicago.

Brackett, W.; Covey, D.; Haisch, L. (2003): The effect of elevated temperatures on the dentin adhesion of resin composites. *Operative Dentistry*. 28(3): 303 – 306.

Cooley, R.L.; Tseng, E.Y.; Barkmeier, W.W. (1991): Dentinal bond and microleakage of a 4 – meta adhesive to amalgam and composite resin. *Quintessence Int*; 22: 979

Craig, R.G. (1998): Fenómenos superficiales aplicables. Materiales de odontología restauradora. 10ª edición. Editorial Harcourt Brace, Madrid. Pp. 86 – 91.

Choi, K; Condon, J; Ferracane, J. (2000): The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *Journal of Dental Research*. 79: 812 – 817.

Finger, W.F.; Balkenhol, M. (1999): Practitioner variability effects on dentin bonding with an acetone based one bottle adhesive. *Journal of Adhesive Dentistry*. 1(4): 311 – 314.

Fritz, U.B.; Finger, W.F.; Stean, H. (1998): Salivary contamination during bonding procedures with a one – bottle adhesive system. *Quintessence International*. 29: 567 – 572.

Gómez de Ferraris, M.E. (1999): Complejo dentino pulpar 2: Dentina. Esmalte. Histología y embriología buco dental. Primera edición. Editorial Médica Panamericana, Madrid. Pp. 235 – 270 / 271 – 316.

Gondo, R; Lopes, G.C.; Monteiro, S.; Andrada, M.A.C.; Baratieri, L.N. (Friday, 27 June 2003): Microtensile Bond Strength of Resin to Enamel: Effect of Enamel Surface Preparation and Acid Etching Time. Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis SC, Brazil, Svenska Massan Exhibition Hall B.

Gordan, V.; Vargas, M.; Cobb, D. (1998): Evaluation of acidic primers in microleakage of class V composite resin restorations. *Operative Dentistry*. 23 (5): 244 – 249.

Guinnett, A.J.; Kanca, J. (1992): Micromorphology of the bonded dentin interfase and its relationship to bond strength. *Am J Dent*. 5:173

Hannig, M.; Reinhardt, K.J.; Bott, B. (2001): Compoiste – to – dentin bond strength, micromorphology of the bonded dentin interface and marginal adaptation of class II composite resin restorations using self – etching primers. *Op Dent*. 26: 157 – 165.

Hayakawa,T.; Kikutake, K.; Nemoto, K. (1998): Influence of self – etching primer treatment on the adhesion of resin composite to polished dentin and enamel. *Dent Mater*. 14: 99 – 105.

Hobson, R.S.; McCabe, J.F. (2002): Relationship between enamel etch characteristics and resin – enamel bond strength. *Br Dent J*. 192: 463 – 468.

Hosoya, Y.; Tominaga, A. (1999): A comparison of five adhesive systems to primary enamel. *Ped Dent*. 21: 46 - 52

Inoue, S.; Vargas, M.; Van Meerbeek, B.; Yoshida, Y. (2000): Adhesion mechanism of self etching adhesives. *Advanced Adhesive Dentistry*. 3º International Kuraray Symposium. 131 – 148.

Jain, P.; Stewart, G. (2000): Effect of dentin primer on shear bond strength of composite resin to moist and dry enamel. *Oper Dent*. 25: 51 – 58.

Kugel, G; Ferrari, M. (2000): The science of bonding: From first to sixth generation. *Journal of the American Dental Association*. 131 Supplement 20S – 25S.

Macchi, R.L. (2000): Sistemas, materiales y adhesión. *Composites*. Adhesión a los tejidos dentarios. *Materiales dentales*. Tercera edición. Editorial Panamericana. Buenos Aires. Pp 38 – 42 / 145 – 151 / 167 – 171.

Miguez, P.A.; Castro, P.S.; Nunes, M.F.; Walter, R.; Pereira, P.N.R. (2003): Effect of Acid – etching on the Enamel Bond of Two Self - etching Systems. *Journal of Adhesive Dentistry*. 5 – 2: 107 – 112.

Nakabayashi, N.; Kojima, K.; Masuhara, E. (1982): The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomedical Materials Research*. 16: 265 – 273.

Pashley, D.H.; Tay, F.R. (2001): Aggressiveness of contemporary self – etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mat*. 17: 430 – 444.

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

Perdigao, J.; Lopez, M. (1999): Dentin bonding. Question for the new millennium. *Journal of Adhesive Dentistry*. 1 (3): 191 – 209.

Perdigao, J.; Frankerberger, R.; Rosa, B.; Beschi, L. (2000): New trends in dentin / enamel adhesion. *American Journal of Dentistry*. 13: 25D – 30D.

Peutzfeldt, A.; Asmussen, E. (2002): Adhesive systems: effect on bond strength of incorrect use. *J Adhesive Dent*. 4: 233 – 242.

Sano, H.; Takatsu, T.; Pashley, D. (1995) : Nanoleakage: Leakage with – in the hybrid layer. *Operative Dentistry*. 20 (1): 18 – 25.

Santini, A.; Plasschaert, A.L.M.; Miotchell, S. (2001): Effect of composite resin placement techniques on the microleakage of two self – etching dentin – bonding agents. *Am J Dent*. 14: 132 – 136.

Schwartz. R.S.; Summit, J.; Robbins, J.W. (1999): Adhesión al esmalte y dentina. *Fundamentos de la Odontología Operatoria, un logro contemporáneo*. Primera edición. Editorial Actualidades Médico Odontológicas de Latinoamérica C. A.. Caracas. Pp. 141 – 170.

Scherer, W.; Lippmon, N.; Kaim, T. (1998): Antimicrobial properties of glass ionomer cement and other restorative materials. *Oper Dent*. 14: 77 – 81.

Shimada, Y.; Tagami, J. (2003): effects of regional Enamel and Prism Orientation on Resin Bonding. *Operative Dentistry*. 28: 20 – 27.

Sturdevant, C.M. (1996): *Materiales odontológicos. Restauraciones directas del color dental para preparaciones de cavidades de clases III, IV y V*. Operatoria dental: arte y ciencia. Tercera edición. Editorial Mosby, Madrid. Pp. 241 – 247 / 570 – 573.

Tay, F.R.; Pashley, D.H. (2001): Aggressiveness of contemporary self – etching systems. Part I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mat*: 296 – 308.

Ten Cate, A.R. (1986): Estructura del Esmalte. Histología oral: desarrollo, estructura y función. Segunda edición. Editorial Médica Panamericana, Buenos Aires. Pp. 252 – 273.

Uribe Echevarría, J. (1990): Estructura adamantina, su relación con la Operatoria Dental. Sistemas resinosos compuestos. Operatoria Dental, ciencia y práctica. Primera Edición. Editorial Ediciones Avances, Madrid. Pp. 43 – 47 / 207 – 215.

Van Meerbeek, B.; Braem, M.; Vanherle, G. (1994): Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentin. *Journal of Dentistry*. 22 (3): 141 – 146.

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

Van Meerbeek, B.; Yoshida, Y.; Inoue, S.; Vargas, M.; Vanherle, G. (2000): Bonding mechanism and microtensile bond strength of 4 – Met based self etching adhesive. *Journal of Dental Research*. 79: 249. Abstract 845.

Van Meerbeek, B.; Perdigao, J.; Vanherle, G. (2002): Enamel and dentin adhesion. *Fundamentals of operative dentistry. A contemporary approach*. Chicago Quintessence Publishing. 2º Ed.

Wang, W.; Chau, L. (1991): Bond strength with various etching times on young permanent teeth, *Am J orthod dentofacial orthop*. 100: 72 – 79.

Yap, A.; Wang, H.; Siow, K.; Gan, L. (2000): Polymerization shrinkage of visible – light – cured composite. *Oper Dent*. 25: 98 – 103.

Yoshiyama, M.; Matsuo, T.; Ebisu, S.; Pashley, D. (1998): Regional bond strengths of self etching / self priming adhesive systems. *Journal of Dentistry*. 26 (7): 609 – 616.

TABLA I. GRUPO A – 1

CUERPO DE PRUEBA	KG FUERZA	KG / CM2	Mpa
1	8.4	66.8	6.6
2	7.7	61.3	6
3	7.5	59.7	5.9
4	5.4	43	4.2
5	6.9	54.9	5.4
6	5.7	45.4	4.5
7	7.9	62.9	6.2
8	7.1	56.5	5.5
9	9.2	73.2	7.2
10	6.3	50.1	4.9
11	8.8	70	6.9
12	6.6	52.5	5.2
13	9	71.6	7
14	FC		
15	FC		
16	FALLA		
17	FALLA		
18	FALLA		
19	FALLA		
20	FALLA		
MEDIA			5.8

TABLA II. GRUPO A – 2

CUERPO DE PRUEBA	KG FUERZA	KG / CM2	Mpa
1	11.7	93.1	9.1
2	13.4	106.6	10.5
3	14.3	113.8	11.2
4	12.4	98.7	9.7
5	10.7	85.1	8.4
6	15.2	121	11.9
7	15.6	124.1	12.2
8	16.8	133.7	13.1
9	13	103.5	10.2
10	15.7	124.9	12.3
11	12.6	100.3	9.8
12	16.1	128.1	12.6
13	12.9	102.7	10
14	13.5	107.4	10.5
15	12.1	96.3	9.5
16	FC		
17	FC		
18	FC		
19	FC		
20	FALLA		
MEDIA			10.7

TABLA III. GRUPO A – 3

CUERPO DE PRUEBA	KG FUERZA	KG / CM2	Mpa
1	6.2	49.3	4.8
2	8.3	66	6.5
3	13.8	109.8	10.8
4	9.1	72.4	7.1
5	7.7	61.3	6
6	8.5	67.6	6.6
7	7.2	57.3	5.6
8	10.4	82.8	8.1
9	8.6	68.4	6.7
10	9.4	74.8	7.3
11	11.3	89.9	8.8
12	10	79.6	7.8
13	9.2	73.2	7.2
14	FC		
15	FC		
16	FC		
17	FC		
18	FALLA		
19	FALLA		
20	FALLA		
MEDIA			7.2

TABLA IV. GRUPO A – 4

CUERPO DE PRUEBA	KG FUERZA	KG / CM2	Mpa
1	5.7	45.4	4.5
2	5.8	46.2	4.5
3	6.4	50.9	5
4	3.6	28.6	2.8
5	9.2	73.2	7.2
6	4.6	36.6	3.6
7	8.9	70.8	6.9
8	7.1	56.5	5.5
9	6.4	50.9	5
10	8.4	66.8	6.6
11	4.9	39	3.8
12	9.8	78	7.7
13	FC		
14	FC		
15	FC		
16	FC		
17	FALLA		
18	FALLA		
19	FALLA		
20	FALLA		
MEDIA			5.3

TABLA V. GRUPO B – 1

CUERPO DE PRUEBA	KG FUERZA	KG / CM2	Mpa
1	2.4	19.1	1.9
2	6.4	50.9	5
3	7	55.7	5.5
4	2.8	22.3	2.2
5	4	31.8	3.1
6	4.1	32.6	3.2
7	3.3	26.3	2.6
8	2.5	19.9	2
9	4.9	39	3.8
10	FC		
11	FALLA		
12	FALLA		
13	FALLA		
14	FALLA		
15	FALLA		
16	FALLA		
17	FALLA		
18	FALLA		
19	FALLA		
20	FALLA		
MEDIA			3.3

TABLA VI. GRUPO B – 2

CUERPO DE PRUEBA	KG FUERZA	KG / CM2	Mpa
1	4.3	34.2	3.4
2	2.1	16.7	1.6
3	3	23.9	2.3
4	5.2	41.4	4.1
5	4.1	32.6	3.2
6	3.3	26.3	2.6
7	1.9	15.1	1.5
8	2.9	23.1	2.3
9	FALLA		
10	FALLA		
11	FALLA		
12	FALLA		
13	FALLA		
14	FALLA		
15	FALLA		
16	FALLA		
17	FALLA		
18	FALLA		
19	FALLA		
20	FALLA		
MEDIA			2.6

TABLA VII. GRUPO C – 1

CUERPO DE PRUEBA	KG FUERZA	KG / CM2	Mpa
1	13	103.5	10.2
2	11.6	92.3	9.1
3	10.7	85.1	8.4
4	8.4	66.8	6.6
5	11.9	94.7	9.3
6	9.8	78	7.7
7	13.6	108.2	10.6
8	13.9	110.6	10.9
9	10.2	81.2	8
10	11	87.5	8.6
11	14.2	113	11.1
12	8.8	70	6.9
13	FC		
14	FC		
15	FC		
16	FC		
17	FALLA		
18	FALLA		
19	FALLA		
20	FALLA		
MEDIA			8.95

TABLA VIII. GRUPO C – 2

CUERPO DE PRUEBA	KG FUERZA	KG / CM2	Mpa
1	16.1	128.1	12.6
2	19.7	156.8	15.4
3	14.7	117	11.5
4	18.4	146.4	14.4
5	17.1	136.1	13.4
6	20.9	166.3	16.3
7	23.1	183.8	18
8	21.5	171.1	16.8
9	21.6	171.9	16.9
10	17.9	142.4	14
11	17.3	137.7	13.5
12	22.2	176.7	17.3
13	18.6	148	14.5
14	16.7	132.9	13
15	17.8	141.6	13.9
16	FC		
17	FC		
18	FC		
19	FC		
20	FC		
MEDIA			14.8

TABLA IX. GRUPO C – 3

CUERPO DE PRUEBA	KG FUERZA	KG / CM2	Mpa
1	10.9	86.7	8.5
2	17.5	139.3	13.7
3	21	167.1	16.4
4	15.1	120.2	11.8
5	16.1	128.1	12.6
6	18.2	144.8	14.2
7	12.6	100.3	9.8
8	14.9	118.6	11.6
9	16	127.3	12.5
10	11.6	92.3	9.1
11	19.8	157.6	15.5
12	12.3	97.9	9.6
13	10	79.6	7.8
14	FC		
15	FC		
16	FC		
17	FC		
18	FC		
19	FC		
20	FALLA		
MEDIA			11.8

TABLA X. GRUPO C – 4

CUERPO DE PRUEBA	KG FUERZA	KG / CM2	Mpa
1	8	63.7	6.3
2	5.1	40.6	4
3	8.1	64.5	6.3
4	9	71.6	7
5	6.5	51.7	5.1
6	12.9	102.7	10.1
7	10	79.6	7.8
8	9	71.6	7
9	12.5	99.5	9.8
10	6.9	54.9	5.4
11	11.8	93.9	9.2
12	13.8	109.8	10.8
13	FC		
14	FC		
15	FC		
16	FC		
17	FC		
18	FALLA		
19	FALLA		
20	FALLA		
MEDIA			7.4