

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE ODONTOLOGÍA
OPERATORIA Y ESTÉTICA

**FACTORES QUE INFLUYEN EN EL MANEJO CLÍNICO DE LOS
SISTEMAS ADHESIVOS EN ODONTOLOGÍA RESTAURADORA**

Trabajo especial presentado ante
la ilustre Universidad Central de
Venezuela por la Odontólogo
Claudia Guzmán Russián para
optar al título de especialista en
Odontología Operatoria y
Estética.

Caracas, junio de 2007

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE ODONTOLOGÍA
OPERATORIA Y ESTÉTICA

**FACTORES QUE INFLUYEN EN EL MANEJO CLÍNICO DE LOS
SISTEMAS ADHESIVOS EN ODONTOLOGÍA RESTAURADORA**

Autor: Od. Claudia Guzmán Russián.

Tutor: Prof. Mercedes Figueroa Gordon

Caracas, junio de 2007

DEDICATORIA

A Dios por darme esta oportunidad.

A mis padres por haberme guiado y brindado el amor y apoyo necesario durante mi postgrado y la realización de este trabajo.

A mi hermana por estar ahí siempre que la necesite.

A mis tíos Ernesto y Alejandra por brindarme un hogar, sin ustedes no hubiese sido posible, gracias.

AGRADECIMIENTOS

A la Prof. Mercedes Figueroa Gordon, Especialista en Odontología Operatoria y Estética, por su excelente tutoría, ayuda y orientación en la realización de este trabajo especial de grado.

A mis Profesores del Postgrado de Odontología Operatoria y Estética, en especial a la Prof. Ana Lorena Solórzano, Prof. Olga Gonzalez, Prof. Amarelys Pérez, Prof. Denis Espinoza y Prof. Mabel Sáenz por su constante exigencia durante mi formación y compartir sus valiosos conocimientos, Gracias.

A mis amigas Morella Malavé, Irene Peraza y Keila Rodríguez por darme su apoyo durante la realización de este trabajo y haber estado ahí con una sonrisa cuando las necesite, me hicieron el camino más corto.

A mis compañeros de postgrado por enseñarme el valor de la dedicación y hacer más gratos los momentos difíciles.

A Verónica Tejeira por su invaluable ayuda y su colaboración durante la realización de mi postgrado y de este trabajo especial de grado.

LISTA DE CONTENIDOS

	Página
Dedicatoria.....	iii
Agradecimientos.....	iv
Lista de Gráficos.....	vii
Lista de Tablas.....	ix
Resumen.....	x
I.-Introducción.....	1
II.-Revisión de la Literatura.....	3
1.-Características histológicas y estructurales del Esmalte y la Dentina.....	3
2.-Proceso de Adhesión a los sustratos Adamantino y Dentinario. Generalidades.....	13
3.-Sistemas Adhesivos	26
3.1.-Composición de los Sistemas Adhesivos.....	26
3.1.1. Acondicionador.....	26
3.1.2. Imprimador.....	28
3.1.3. Agente Adhesivo o de enlace.....	30
3.1.4. Otros componentes.....	31
3.2.-Clasificación de los Sistemas Adhesivo.....	35
3.2.1.-De acuerdo a la cronología de aparición ..	35

3.2.2.-De acuerdo al mecanismo de acción sobre los sustratos y al número de pasos.....	43
4.-Factores que intervienen en el manejo clínico de los Sistemas Adhesivos	48
4.1.-Factores Inherentes al sustrato.....	48
4.1.1.-Condiciones del Esmalte.....	48
4.1.2.-Condiciones de la Dentina.....	56
4.1.3.-Forma y tamaño de la cavidad.....	64
4.2.-Factores Inherentes al Sistema Adhesivo.....	66
4.2.1.-Acondicionamiento ácido.....	66
4.2.2.-Tipo de solvente.....	71
4.2.3.-Hidrólisis de la Capa Híbrida.....	74
4.3.-Factores Inherentes al Operador.....	78
4.3.1.-Manejo del campo operatorio.....	78
4.3.2. Humedad de los sustratos.....	82
5.- Estado actual de los sistemas adhesivos.....	88
III.-Discusión.....	99
IV.-Conclusiones.....	103
V.-Referencias.....	107

LISTA DE GRÁFICOS

	Página
Gráfico 1. Corte descalcificado del esmalte. Los prismas, las vainas de los prismas y la sustancia interprismática están bien diferenciados. <i>Tomado de Orban, 1966.</i>	5
Gráfico 2. Las prolongaciones odontoblásticas existentes en los canalículos dentinarios, se extienden desde los odontoblastos hasta la dentina. <i>Tomado de Orban, 1966</i>	8
Gráfico 3. Estructura de la dentina, evidenciando los túbulos dentinarios (T), la dentina intertubular (I), dentina peritubular (P) y los odontoblastos (O). <i>Tomado de Bottino 2001.</i>	9
Gráfico 4. Humectación y ángulo de contacto. <i>Tomado de Henostroza 2003.</i>	17
Gráfico 5. Grabado del esmalte con ácido fosfórico al 37% por 15 segundos. <i>Tomado del Autor.</i>	19
Gráfico 6. Patrones de grabado, tipo I (A), tipo II (B) y tipo III(C). <i>Tomado de Chain 2001.</i>	20
Gráfico 7. Corte de dentina que muestra en la superficie el barro dentinario con algunas prolongaciones que bloquean los túbulos. <i>Tomado de Touati 2000.</i>	22
Gráfico 8. Dentina acondicionada mostrando la apertura de los túbulos dentinarios (A) y la exposición de la malla de colágeno (B). <i>Tomado de Chain 2001.</i>	24
Gráfico 9. Se muestra la capa híbrida (A) y las prolongaciones de resina en el interior de los túbulos	

(B). <i>Tomado de Chain 2001.</i>	25
Gráfico 10. Sistema adhesivo de tres etapas de aplicación: ácido + imprimador + adhesivo, (cuarta generación). <i>Tomado de Henostroza 2003.</i>	39
Gráfico 11. Sistemas adhesivos que usan acondicionamiento ácido previo de dos etapas de aplicación (quinta generación). <i>Tomado de Henostroza 2003.</i>	41
Gráfico 12. Adhesivos autoacondicionadores de dos etapas de aplicación: ácido/imprimador + adhesivo, (sexta generación). <i>Tomado de Henostroza 2003.</i>	42
Gráfico 13. Adhesivo autoacondicionante de una etapa de aplicación, (séptima generación). <i>Tomado de Henostroza 2003.</i>	43
Gráfico 14. Clasificación de los sistemas adhesivos contemporáneos siguiendo la estrategia de adhesión y el número de pasos clínicos. <i>Tomado de De Munck 2005.</i>	44
Gráfico 15. Comparación de la capa híbrida en dentina sana (A) y en dentina afectada por caries (B). <i>Tomado de Nakajima et al, 1995.</i>	63
Gráfico 16. “Árboles de agua” evidenciados a los 12 meses de almacenamiento en saliva artificial. <i>Tomado de Tay et al, 2003.</i>	77
Gráfico 17. Capa híbrida obtenida con un Sistema Adhesivo de grabado total (A) y con un Sistema Adhesivo Autoacondicionador (B). <i>Tomado de Sundfeld et al, 2005.</i>	91
Gráfico 18. C: Capa híbrida completamente impregnada	

con depósitos de plata (grupo control). d: corte de la misma sección pero del grupo experimental donde solo se observa pequeños depósitos de plata aislados y no se evidencia degradación de la capa híbrida. *Tomado de Hebling et al, 2005.*

LISTA DE TABLAS

Clasificación Simplificada de los Sistemas Adhesivos. <i>Tomado de CRA Newsletter, 2000.</i>	47
---	----

RESUMEN

Las técnicas adhesivas contemporáneas han cambiado la visión de la odontología restauradora, uno de sus principales logros es la preservación de la estructura dentaria y el reforzamiento del remanente dentario debilitado. La utilización de materiales restauradores adhesivos demanda por parte del clínico conocimientos tanto de los sustratos a adherirse como de la composición y mecanismos de acción de los diferentes Sistemas Adhesivos. El desarrollo de nuevos Sistemas Adhesivos es cada vez mayor y los avances en la búsqueda para conseguir una interfase adhesiva que sea duradera no se detienen, es de gran importancia que el clínico conozca y maneje todos los factores que puedan interferir de alguna manera en el desarrollo de un procedimiento adhesivo correcto.

I. INTRODUCCIÓN

La importancia dada a los procedimientos restauradores adhesivos aumenta cada día. Por ello, es necesario saber como se produce el fenómeno de adhesión y en que situaciones se puede ver afectado por una falla en este proceso.

Es importante para el clínico saber que el diente está constituido de estructuras mineralizadas, el esmalte y la dentina, que poseen características diferentes, que dificultan el proceso de la adhesión. Otro factor que interfiere con este fenómeno es el hecho que el medio bucal es extremadamente desfavorable para el logro y mantenimiento, a largo plazo, de una interfase adhesiva estable.

El desarrollo de técnicas restauradoras adhesivas ha traído muchos beneficios a la odontología, destacándose entre ellos la reducción del desgaste del diente, la posibilidad de reparar las restauraciones y el aumento de la resistencia de la estructura dental remanente, pudiendo mejorar la estética a través del uso de materiales resinosos y cerámicos.

La adhesión al esmalte de materiales restauradores se ha convertido en un procedimiento rutinario y confiable de la odontología restauradora moderna, pero la adhesión a la dentina

ha demostrado ser más difícil y menos predecible, muchas de estas dificultades son el resultado de la compleja estructura y composición histológica propia de la dentina.

Para obtener una excelente adhesión a la estructura dental es fundamental conocer la composición de las superficies y desde el punto de vista clínico, cuales son los procedimientos que deben realizarse para lograr con éxito la adhesión de los materiales restauradores, que garanticen la longevidad de las restauraciones.

Por lo tanto, el objetivo de este trabajo especial de grado es describir la composición, clasificación y factores que influyen en la aplicación clínica de los sistemas adhesivos en odontología restauradora.

II. REVISIÓN DE LA LITERATURA

1. CARACTERÍSTICAS HISTOLÓGICAS Y ESTRUCTURALES DEL ESMALTE Y LA DENTINA

La comprensión de las interacciones entre un material adhesivo y un sustrato está basada en el conocimiento de las características morfológicas, composición y comportamiento de esta superficie, en el caso de la estructura dental (esmalte y dentina) es bastante complejo y dinámico.⁽¹⁾

Los éxitos clínicos basados en la adhesión entre las resinas compuestas y la estructura dentaria están fundamentados en los resultados logrados en estudios *in vitro* e *in vivo* sobre las características histológicas y estructurales tanto de la dentina como del esmalte.⁽²⁾

Cuando hacemos referencia al esmalte debemos considerar que forma una capa protectora, de espesor variable, sobre toda la superficie de la corona, siendo más grueso sobre las cúspides y más fino en la base de las fosas, fisuras y región cervical de la corona dental.^(1,3)

El esmalte está constituido principalmente por cristales inorgánicos de hidroxiapatita (96%) y solamente una pequeña cantidad de sustancia orgánica y agua (4%). Es un tejido microcristalino, microporoso y anisótropo, acelular, avascular, aneuronal y de alta mineralización, que presenta como característica fundamental su única y particular forma de reaccionar ante cualquier cosa física, química o biológica, que es con pérdida de sustancia.^(3,4)

En cuanto a su estructura el esmalte es el tejido calcificado más duro del cuerpo humano. Esto se debe al alto contenido en sales minerales y a la forma en que estas han cristalizado.⁽³⁾ La dureza del esmalte varía de 200 a 500 Knoop, situándose en el grado 6 de la escala de Mohs. La estructura específica y la dureza del esmalte lo vuelven quebradizo, lo que es particularmente aparente cuando pierde su base de dentina sólida.^(1,3)

El esmalte está compuesto por varillas o prismas de esmalte, vainas de los prismas y una sustancia de unión interprismática. Desde el límite amelodentinario los prismas se dirigen hacia fuera, hasta la superficie del diente, su longitud es

mayor que el espesor del esmalte, a causa de la dirección oblicua y del trayecto ondulado que presentan.⁽³⁾ Gráfico 1.

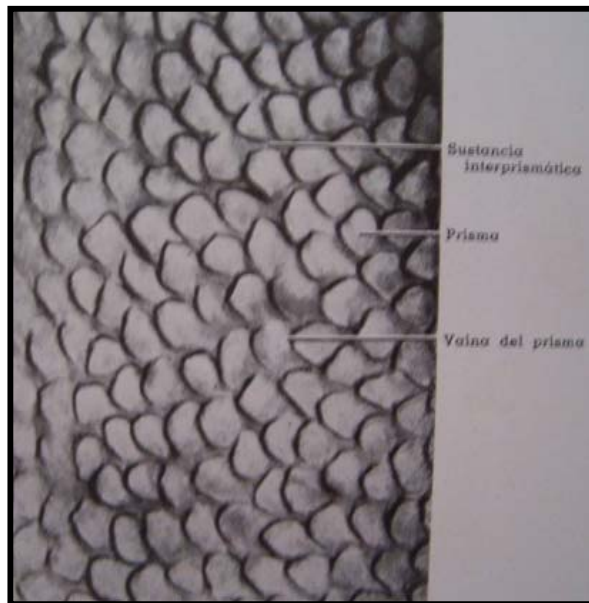


Gráfico 1. Corte descalcificado del esmalte. Los prismas, las vainas de los prismas y la sustancia interprismática están bien diferenciados. *Tomado de Orban, 1966*

Se dice generalmente que el diámetro promedio de los prismas es de 4 micrómetros (μm), pero esta medida varia necesariamente, dado que la superficie externa del esmalte es mayor que la superficie de la dentina, donde se originan los prismas. Se ha sostenido que el aumento de diámetro de los prismas desde el límite amelodentinario hasta la superficie del esmalte está en razón de 1:2.⁽³⁾

Existe una capa periférica delgada en cada prisma, que muestra un índice de refracción diferente, se colorea más intensamente que el prisma y es relativamente acidorresistente. Se puede concluir que está menos calcificada y contiene más sustancia orgánica que el prisma mismo, esta capa es la vaina del prisma.⁽³⁾

Los prismas del esmalte no están en contacto directo entre sí, sino que se encuentran unidos por la sustancia interprismática, que tiene un índice de refracción ligeramente mayor que el de los prismas y parece tener un contenido más bajo de sales minerales que el prisma mismo.⁽³⁾

Generalmente los prismas están orientados en ángulo recto con respecto a la superficie de la dentina⁽³⁾, sin embargo, Osborns⁽⁵⁾ en 1968, observó que en la zona cervical de los dientes permanentes no siempre terminan en 90° con la superficie, sino que pueden adoptar una dirección aproximadamente horizontal.

La estructura del esmalte aportará un sustrato adamantino adhesivo diferente según la sección o dirección de las paredes cavitarias y la necesidad o no de realizar un bisel.⁽⁴⁾

El esmalte aprismático es la estructura adamantina carente de prismas. Se localiza en la superficie externa del esmalte prismático y posee un espesor de 30 μm , esta estructura está presente en todos los dientes primarios y en un 70% de los dientes permanentes, en este último caso se encuentra ubicado en mayor cantidad en las regiones cervicales y en la zona de fosas y fisuras, pero está ausente en las superficies cuspídeas. En el esmalte aprismático los cristales de hidroxiapatita se disponen perpendicularmente a la superficie externa del diente.⁽⁶⁾

El origen del esmalte aprismático se relaciona con la ausencia o menor desarrollo de los procesos de Tomes de los ameloblastos, responsables de la formación de los prismas y de la disposición cristalina. El esmalte aprismático representa un reto desde el punto de vista clínico cuando se utiliza el grabado ácido en las técnicas adhesivas, pues no se logran adecuadas micro retenciones al no existir los prismas del esmalte.⁽⁶⁾

El segundo sustrato de interés, para lograr la adhesión con los Sistemas Adhesivos es la dentina, el cual, es un tejido conectivo mineralizado de origen mesodérmico, que contiene a los procesos celulares de los odontoblastos (Gráfico 2), con elevado contenido de materia orgánica y agua, con una dureza

semejante al tejido óseo, encargada de transmitir los estímulos térmicos, químicos y táctiles, transfiriéndolos por distintos mecanismos a los receptores del plexo nervioso subodontoblástico.⁽⁴⁾

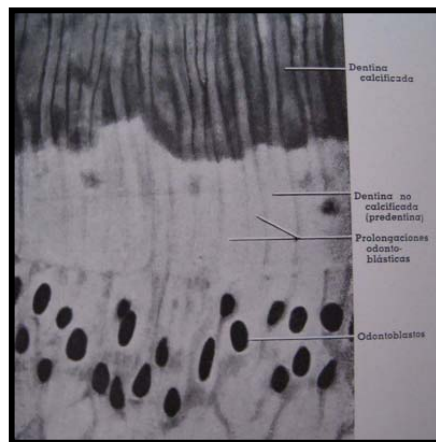


Gráfico 2. Las prolongaciones odontoblásticas existentes en los canalículos dentinarios, se extienden desde los odontoblastos hasta la dentina. *Tomado de Orban, 1966*

La dentina es la encargada de proveer la función protectora a la pulpa dentaria y servir de soporte elástico y resiliente al esmalte.⁽⁴⁾ Su composición está dada por una matriz o red entrecruzada de fibras colagenosas, glicosaminoglicanos, proteoglicanos y factores de crecimiento en un 18% en peso, agua en un 12% y por cristales de hidroxiapatita en un 70%.^(1,3,4)

Morfológicamente está compuesta por una sustancia fundamental fibrilar calcificada, que contiene prolongaciones citoplasmáticas de los odontoblastos en pequeños túbulos o canalículos dentinarios.^(1,3,4) Los túbulos tienen forma de cono invertido de base mayor pulpar y de extremo menor amelodentinario y se encuentran dentro de una matriz mineralizada llamada dentina intertubular.⁽⁴⁾

Estructuralmente la dentina presenta dos zonas bien diferenciadas, la dentina intertubular y la dentina peritubular, que varían según la profundidad y pueden ser modificadas por la edad y los diferentes estímulos a los que puede estar sometido el diente.^(1,4) Gráfico 3.

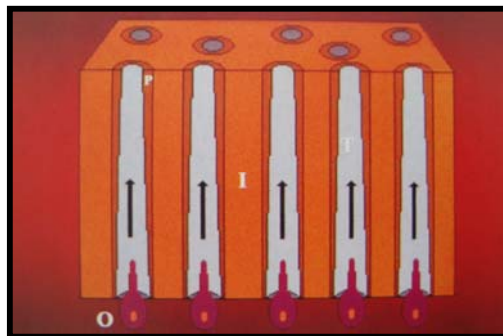


Gráfico 3. Estructura de la dentina, evidenciando los túbulos dentinarios (T), la dentina intertubular (I), dentina peritubular (P) y los odontoblastos (O). Tomado de Bottino 2001.

La dentina intertubular está formada por fibras colágenas, glicosaminoglicanos, proteoglicanos, factores de crecimiento y proteínas dentinogénicas que sostienen a los cristales de

hidroxiapatita. El colágeno dentinario corresponde al tipo I y al tipo III. El primero aporta al tejido dentinario resistencia, elasticidad y flexibilidad y el segundo está relacionado con el desarrollo y organización fibrilar.⁽⁴⁾

La dentina peritubular también llamada intratubular constituye un anillo hipermineralizado que rodea a los túbulos dentinarios, caracterizándose por su riqueza en cristales de hidroxiapatita y por su carencia de fibras colágenas. Su estructura y composición sufren modificaciones con la edad, ya que la dentina peritubular aumenta de espesor, disminuyendo el diámetro interno de los túbulos por el depósito de minerales.^(3,4)

Las proteínas dentinarias pueden ser alteradas, degradadas y desnaturalizadas fácilmente por la caries dental, el calor friccional desarrollado por el instrumental rotatorio y los ácidos acondicionadores en alta concentración.⁽¹⁾

La dentina puede ser clasificada de acuerdo con sus patrones de desarrollo, estructura, localización, características de su matriz y las modificaciones que sufre el tejido a lo largo de su vida en respuesta a diferentes estímulos que actúan sobre ella.⁽⁴⁾

La dentina producida después que se ha completado la formación de la raíz del diente es denominada dentina secundaria. Esta dentina se deposita mucho más lento que la dentina primaria, pero su producción continúa durante toda la vida del diente. La distribución de los túbulos en la dentina secundaria es menos regular que en la dentina primaria. La dentina secundaria alcanza su mayor espesor en el piso, techo y paredes de la periferia de la cámara pulpar. La formación de esta dentina determina una progresiva disminución de la cámara pulpar y del volumen de la pulpa como resultado de su formación.⁽⁶⁾

La dentina terciaria es conocida por los anatomopatólogos como dentina reparadora, reactiva, irregular o patológica. Es la dentina que se forma internamente, deformando la cámara, pero sólo en los sitios donde existe un estímulo localizado. Es decir, esta dentina es producida por los odontoblastos directamente implicados por el estímulo nocivo, de manera que sea posible aislar la pulpa de la zona afectada.⁽⁶⁾

La cantidad y calidad de dentina terciaria que se produce se halla relacionada con la duración e intensidad del estímulo, cuanto mayor sean esos factores, más rápida e irregular será la

aposición de dentina reparativa.⁽⁶⁾ La neodentina formada es de estructura irregular y con mínima cantidad de túbulos. Esta dentina desorganizada es un sustrato adhesivo inseguro.⁽⁴⁾

Los estímulos nocivos, además de provocar el depósito de dentina terciaria, pueden inducir a cambios en la morfología de los túbulos de las propias dentina primaria y secundaria.⁽⁶⁾ La dentina esclerótica es dentina hipermineralizada que ocluye parcialmente los túbulos dentinarios. Se forma como respuesta pulpar a una agresión externa de escasa intensidad como caries de avance lento, abrasiones, atriciones y como cambio funcional durante la vida.^(4,6,7)

Cuando la dentina se expone, las proteínas del plasma y metabolitos son transportados por el fluido dentinario hacia la zona de dentina intratubular hipermineralizada del túbulo dentinario, aumentando su espesor y reduciendo su luz a través de cristales de alto contenido de calcio. A pesar de esta hipermineralización, la dentina esclerótica brinda un sustrato adecuado para los procedimientos adhesivos.^(4,6)

Estos factores que modifican el sustrato dentinario están íntimamente relacionados con las preparaciones adhesivas y con el mecanismo de acción de los agentes de unión o adhesión.^(1,4)

2. PROCESO DE ADHESIÓN A LOS SUSTRATOS ADAMANTINO Y DENTINARIO. GENERALIDADES

La adhesión deriva del latín *Adhaesio*, que significa unir o pegar una cosa con otra. Otra definición sería el estado o fenómeno mediante el cual dos superficies de igual o distinta naturaleza se mantienen unidas por fuerzas interfaciales, sean estas físicas, químicas o por la interacción de ambas.⁽⁴⁾

En Odontología Restauradora la adhesión significa unir a un sustrato sólido (la estructura dental) el biomaterial a aplicar, manifestándose la adhesión como tal en la interfase diente-restauración, vale decir, entre sus superficies o caras en contacto, en las cuales se deben producir fuerzas que las mantengan unidas de forma permanente.⁽⁴⁾

Existen diferentes medios o formas de adhesión, entre los que encontramos la adhesión física, que es la que se logra exclusivamente por traba mecánica entre las partes a unir, y se clasifica en macromecánica y micromecánica.^(4,7,8)

La adhesión macromecánica es la que requieren las restauraciones no adherentes a los tejidos dentarios, ella se logra mediante diseños cavitarios que deben otorgarle una forma de retención o anclaje, dependiendo si la restauración es directa o indirecta.^(4,7)

La adhesión micromecánica es la adhesión física propiamente dicha, se produce por dos mecanismos o efectos en los cuales están involucrados la superficie dental y los cambios dimensionales que al endurecer puedan tener los medios adherentes y el biomaterial restaurador.^(4,7)

La otra forma de adhesión que no es la física sería la adhesión química o específica, que se logra exclusivamente por la reacción química entre dos superficies en contacto, bien sea por enlaces primarios (iónicos, covalentes y metálicos) o por enlaces secundarios (Fuerzas de Van der Waals).⁽⁴⁾

La adhesión de los materiales restauradores plásticos precisa de ciertas condiciones que no se dan fácilmente en el medio bucal. Por ejemplo, la adhesión es óptima sobre superficies relativamente lisas, limpias y homogéneas. Pero en el caso de la estructura dental debemos considerar que nos

enfrentamos a un sustrato que es heterogéneo, húmedo, porque esta bañada constantemente por la saliva y contaminada por la biopelícula dental, lo que dificulta el proceso adhesivo.⁽⁹⁾

Existen ciertos factores que se encuentran relacionados con el proceso de adhesión y pueden ser dependientes tanto de las superficies a adherir como del adhesivo.^(4,7,8) Entre los factores dependientes de la superficie a adherirse debe existir un íntimo contacto entre el adhesivo y el sustrato, de lo contrario la traba micromecánica no se producirá. La superficie debe estar limpia y seca, en el caso del esmalte este es fácil de limpiar y secar, en cambio en la dentina encontramos dificultades para realizar ambas cosas.^(2,7,8)

La dentina es difícil de secar, por la presencia de líquidos que se encuentran constantemente en los túbulos dentinarios, y en el caso de disminuir el grado de humedad se altera el equilibrio hídrico del túbulo, lo cual puede ser causa de dolor postoperatorio y de una patología pulpar.^(3,4)

La alta energía superficial es una de las condiciones que debe tener la superficie a adherir. El aumento de energía por

unidad de área en la superficie se llama energía superficial y esta puede disminuir por cualquier impureza de la superficie.^(8,10)

Desde el punto de vista de la adhesión física es indispensable que la superficie sea irregular para que en ella se traben los adhesivos al endurecer. En cambio desde el punto de vista de la adhesión química es preferible una superficie lisa en donde un adhesivo pueda fluir y adaptarse sin dificultad.⁽⁴⁾

Con respecto a los factores dependientes del Sistema Adhesivo debemos mencionar la capacidad de humectación del adhesivo, para producir adhesión, el líquido tiene que fluir con facilidad sobre toda la superficie y adherirse al sólido, si el líquido no humecta al sólido la capacidad adhesiva se ve limitada o inexistente.^(8,10)

El grado en que un adhesivo humedecerá la superficie de un adherente se determina por la medición del ángulo de contacto entre ambos.⁽⁸⁾ El ángulo de contacto es el que se forma por el adhesivo, el adherente y su interfase, si las moléculas del adhesivo atraen a las del adherente con igual o mayor intensidad que entre ellas mismas, el líquido adhesivo se difunde por completo sobre la superficie del sólido y no se forma

ningún ángulo.^(8,10) Mientras menor sea este ángulo de contacto, mejores posibilidades de humectación, de contacto físico y de reactividad química.⁽⁴⁾ Gráfico 4.



Gráfico 4. Humectación y ángulo de contacto. Tomado de Henostroza 2003.

Luego de conocer los factores que están ligados al fenómeno de adhesión podemos estudiar los procesos adhesivos que se realizan al sustrato adamantino y dentinario.⁽⁷⁾

Después de las observaciones sobre el uso industrial del ácido fosfórico para proveer adhesión a los esmaltes de resina sobre las superficies de metal, Buonocore⁽¹¹⁾, en 1955, aplicó ácido a los dientes para volver la superficie dental más receptiva al proceso adhesivo. El demostró un aumento de 100 veces en la retención de pequeños botones de polimetilmetacrilato en dientes incisivos in vivo, cuando el esmalte fue grabado con ácido fosfórico al 85% por 30 segundos.

Posteriormente, se sugirió que la formación de prolongaciones de resina era el principal mecanismo de unión de la resina compuesta al esmalte grabado con ácido fosfórico.⁽¹²⁾

El acondicionamiento o grabado ácido con ácido fosfórico en el esmalte, va a convertir este sustrato adamantino humectable y reduce el ángulo de contacto formado con la superficie del esmalte y los diferentes líquidos.⁽¹⁴⁾

El grabado ácido remueve cerca de 10µm de la superficie del esmalte y crea una capa porosa de 5 a 12µm de profundidad.^(4,12,15) La desmineralización producida por los ácidos débiles o fuertes en alta concentración, genera un ataque a las estructuras inorgánicas del esmalte a través de una reacción ácido-base con la hidroxiapatita y la formación de sales solubles de fosfato de calcio.⁽⁴⁾

Después de la acción de la solución ácida debe lavarse profusamente con agua a presión para eliminar las sales precipitadas de la superficie, en caso contrario, puede resultar el fracaso en el logro de la adhesión.^(4,9,14)



Gráfico 5. Grabado del esmalte con ácido fosfórico al 37% por 15 segundos. *Tomado del Autor.*

Silverstone⁽¹⁶⁾ en 1975, observó tres tipos de patrones de grabado en el esmalte. El patrón de grabado Tipo I se produce cuando el ácido desmineraliza los cristales de hidroxiapatita del cuerpo del prisma, la periferia del prisma queda relativamente intacta. El patrón de grabado Tipo II es lo contrario, es decir, es removida la periferia del prisma quedando el cuerpo intacto. Existe un patrón de grabado que es menos claro que los anteriores, denominado Tipo III, donde se incluyen áreas parecidas a cada uno de los patrones anteriores, así como áreas en las cuales el patrón de grabado no se relaciona con la morfología de los prismas. Gráfico 6.

Los patrones de grabado de Tipo I y II, generan en el tejido adamantino microporos y microsurcos capilares que miden entre

10 a 25 μm de profundidad con una amplitud de 1,5 a 3,5 μm . Ambos patrones de acondicionamiento pueden estar presente en un mismo diente y en una misma zona, ya sea separadamente o en conjunto, siendo este fenómeno de carácter arbitrario y no dependiente de la forma en que el operador aplique el agente acondicionador, sino debido a las características de mineralización o esclerosis de la estructura adamantina y de los prismas de esmalte involucrados en el acondicionamiento.⁽⁴⁾



Gráfico 6. Patrones de grabado, tipo I (A), tipo II (B) y tipo III (C). Tomado de Chain 2001.

Cuando el tiempo de acondicionamiento es mayor a los 15 segundos, puede producirse un patrón de grabado Tipo III, caracterizado por una mayor pérdida de tejido superficial, este tipo de acondicionamiento no tendrá suficiente capacidad para retener micromecánicamente en forma efectiva a los sistemas adhesivos.⁽¹⁵⁾

En el proceso de adhesión, el grabado ácido del esmalte cambia la superficie lisa por una irregular, duplicando así la energía superficial.^(14,17) Una resina fluida de baja viscosidad humedece la superficie del esmalte con alta energía superficial y penetra dentro de las microporosidades creadas por el acondicionamiento a través de atracción capilar. Después de la polimerización, las prolongaciones que se formaron dentro de estas microporosidades forman una fuerte unión micromecánica con el esmalte.⁽¹⁷⁾

Si bien la adhesión al esmalte es una entidad estable y predecible en la Odontología Restauradora Contemporánea, conseguir una adhesión adecuada a la dentina es más difícil de lograr. Esto en es parte debido a las características biológicas de la dentina, por su alto contenido orgánico, a la presencia de los procesos odontoblásticos en los canalículos dentinarios, presencia de líquido intratubular y al barro dentinario formado inmediatamente después de la preparación cavitaria.⁽¹⁷⁾



Gráfico 7. Corte de dentina que muestra en la superficie el barro dentinario con algunas prolongaciones que bloquean los túbulos. *Tomado de Touati 2000.*

Siempre que se manipula la dentina se crea sobre la superficie una capa de desecho de corte, llamada barro dentinario (Gráfico 7).⁽¹⁸⁾ Este fenómeno fue inicialmente descrito por Boyde *et al* en 1963, y resulta en la obstrucción de la luz de los túbulos dentinarios.^(4,18) El barro dentinario aísla el sustrato de la dentina subyacente, dificultando la interacción de los agentes adhesivos directamente con la dentina.⁽¹⁵⁾ Su espesor varía de 0,5 a 5 μ m según el tipo de instrumento de corte empleado, utilización de refrigeración, velocidad de corte y región de la dentina preparada.^(17,18)

Algunos autores argumentan que preservar la capa de barro dentinario tiene la ventaja de que esta actúa como una barrera de difusión, disminuyendo la permeabilidad de la dentina.

Esto fue comprobado por Pashley⁽²⁰⁾ *et al*, quienes observaron la capacidad de esta capa de disminuir la permeabilidad de la dentina en aproximadamente un 86%.

Sin embargo, el barro dentinario es poroso y tiene microcanales entre las partículas, que pueden permitir tanto la salida del fluido de la dentina como la entrada de toxinas microbianas y agentes destructivos de la pulpa.⁽²⁰⁾ Brännstrom⁽²¹⁾ divide el barro dentinario en dos capas bien diferenciadas, una externa fácilmente removida, que es amorfa (*smear on*) y una capa interna de difícil remoción (*smear plug*), formada por partículas menores que se encuentran en el interior de los túbulos dentinarios, observó también la presencia de bacterias viables, que podrían inducir el fracaso de la restauración.

Fusayama⁽²²⁾ *et al* en 1979 publicaron un estudio en el cual demostraron que el acondicionamiento con ácido fosfórico al 40% por 60 segundos en el esmalte y en la dentina simultáneamente, aumentaba significativamente la fuerza de adhesión. Fueron los primeros autores en indicar la utilización clínica rutinaria del acondicionamiento ácido de la dentina.

La técnica de grabado ácido remueve la capa de barro dentinario, abre la entrada de los túbulos dentinarios, incrementa la permeabilidad dentinaria y desmineraliza la dentina peritubular e intertubular en una profundidad de 0.5 a 7.5 μ m, dependiendo de la naturaleza, concentración, pH, viscosidad y tiempo de aplicación del ácido o acondicionador.^(12,17)

Después de la exposición de la malla de colágeno por la acción química del ácido (Gráfico 8), esta debe ser reforzada para proveer una adhesión suficiente.⁽¹⁾ El mecanismo de adhesión está basado en la penetración de una resina dentro de la dentina grabada. Se utilizan distintos solventes o vehículos como agua, etanol o acetona para facilitar la penetración de los monómeros y obtener un contacto directo de los monómeros adhesivos con las fibras colágenas.⁽¹⁴⁾

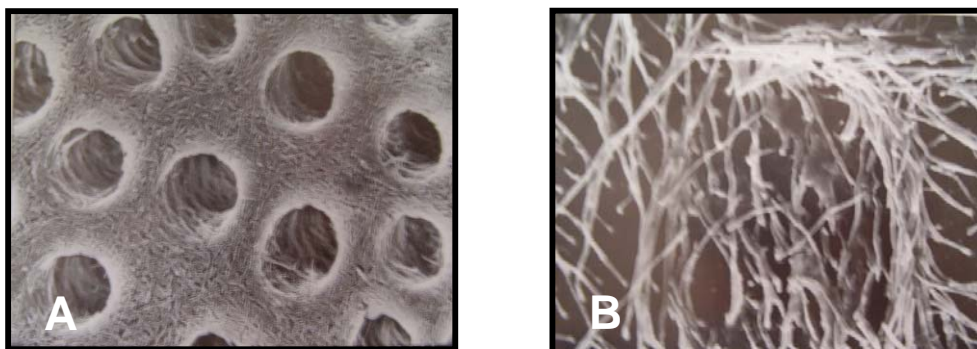


Gráfico 8. Dentina acondicionada mostrando la apertura de los túbulos dentinarios (A) y la exposición de la malla de colágeno (B). Tomado de Chain 2001

Cuando la resina polimeriza dentro de la malla de colágeno, se obtiene la formación de una capa denominada híbrida, descrita por primera vez por Nakabayashi⁽²¹⁾ *et al*, la cual esta constituida por el imprimador, adhesivo y fibras colágenas, formando una conexión muy fuerte con un valor de resistencia de unión promedio de 18MPa dentro de la dentina grabada.^(1,14,23) Gráfico 9.

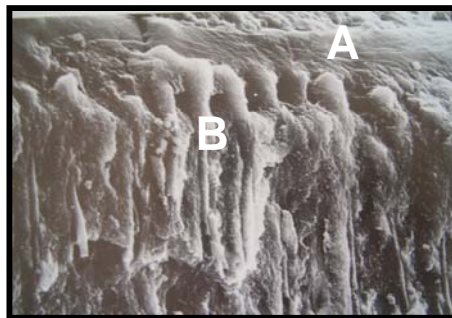


Gráfico 9. Se muestra la capa híbrida (A) y las prolongaciones de resina en el interior de los túbulos (B). *Tomado de Chain 2001.*

La capa híbrida es llamada también capa de interdifusión, interpenetración o de transición y es el resultado de la penetración del sistema adhesivo dentro de las fibras colágenas expuestas, después que la dentina es desmineralizada o acondicionada con ácido. La capa híbrida que se forma de esta manera es una mezcla de componentes dentinarios y del sistema adhesivo fotopolimerizado en un nivel molecular.⁽²³⁾

3. SISTEMAS ADHESIVOS

3.1. Composición de los sistemas adhesivos

La mayoría de los adhesivos dentales son sistemas que comprenden tres componentes aplicados separadamente, o en otros casos de manera combinada en un solo paso. Estos componentes son el acondicionador, el imprimador (*Primer*) y el agente adhesivo o de enlace y en algunos sistemas se pueden encontrar otros componentes como partículas de relleno, fluoruros y sustancias antimicrobianas.⁽²⁴⁾

3.1.1. Acondicionador

Los acondicionadores del esmalte y la dentina son soluciones ácidas compuestas comúnmente por ácido fosfórico en concentraciones de: 10, 15, 32, 35, 37 y 40%, ácido maléico o cítrico. Estos ácidos son utilizados para remover el barro dentinario y desmineralizar la superficie de la dentina y el esmalte. Se presentan generalmente en forma de gel, espesados por sílica o polímeros solubles y en colores contrastantes, otorgándole propiedades tixotrópicas, siendo lavados después de la aplicación.⁽¹⁸⁾

Los acondicionadores son usados como el paso inicial en la aplicación clínica de los sistemas de grabado total y son por lo tanto aplicados simultáneamente al Esmalte y a la Dentina.⁽⁷⁾

Tratando de minimizar los errores en la aplicación clínica de los Sistemas Adhesivos de varios pasos se desarrollaron los adhesivos autoacondicionadores, basándose en sustancias que no se lavan y son capaces de actuar simultáneamente como acondicionadores y como imprimadores del esmalte y la dentina. Como no hay una fase de lavado, tanto el barro dentinario como la hidroxiapatita disuelta por la acción del adhesivo autoacondicionador quedan incorporados en la capa híbrida.⁽⁴⁾

La composición de estos Sistemas Adhesivos Autoacondicionadores pueden incluir monómeros ácidos con valores de pH desde 0,6 a 2,6. Entre los monómeros ácidos empleados se mencionan: Metacriloxietil hidrógeno fenil fosfato (Fenil-P) con un pH de 1,4 , 4-metacriloxietiltrimetílico ácido (4-MET) su pH se ubica en 2, 10-metacriloiloxidil dihidrógeno fosfato (10-MDP) con pH de 1,9, ester fosfórico de metacrilato con pH de 0,95, ester fosfórico más ácido polialquenóico que posee un pH 0,85 y ácido aminosalicílico que presenta uno de los pH más bajos alrededor de 0,65.⁽¹⁸⁾

3.1.2. Imprimador

Es el segundo componente presente en los Sistemas Adhesivos, está compuesto por monómeros hidrofílicos que tienen afinidad por las fibras colágenas expuestas húmedas y monómeros con propiedades hidrofóbicas para la copolimerización con las resinas adhesivas o de enlace.^(7,10,18,25) El objetivo de este paso de imprimación es transformar la superficie dentinaria hidrofílica en un estado hidrofóbico y “esponjoso” que permita que el agente adhesivo humecte y penetre a la red de colágeno expuesta eficientemente.^(7,25)

El 2-hidroxietil metacrilato (HEMA), está descrito como un monómero esencial en la promoción de la adhesión, debido a sus excelentes características de humectación y se encuentra presente en la mayoría de los Sistemas Adhesivos modernos. Además del HEMA, los imprimadores contienen otros monómeros tales como N-Tolil Glicina Glicidil Meta Acrilato (NTG-GMA), Pyrometilco ácido Dímetacrilato (PMDM), Bifenil Di Metacrilato (BPDM) y Dipentaeritrol-penta-acrilato-ácido-éster-monofosforado (PENTA).^(7,12,26)

Los monómeros hidrófilos se encuentran disueltos en solventes orgánicos como acetona, etanol o agua.^(7,10,14,18,26)

Estos solventes debido a sus características volátiles, pueden eliminar el agua de la superficie dentinaria y llevar los monómeros dentro de la red colágena impregnándola.^(15,18)

La acetona es un solvente orgánico que se caracteriza por su pronunciada azeotropía. Tiene una gran capacidad de evaporación, aproximadamente 200 mm Hg. Debido a que es un agente químico secante, no tiene la capacidad de rehumedecer una superficie dentinaria seca, es decir, no tiene la posibilidad de expandir e infiltrar una red colágena colapsada por exceso de secado. Sin embargo, es apta para actuar sobre superficies húmedas, razón por la cual la acetona puede infiltrar la malla de colágeno fácilmente ya que permite ir en búsqueda del agua y brindar una difusión adecuada de los monómeros hidrófilos.⁽⁷⁾

El agua utilizada como vehículo en los sistemas adhesivos, tiene características opuestas con respecto a la acetona, entre las que se destaca la capacidad de rehumedecer los intersticios existentes entre las fibras colágenas y consecuentemente es capaz de infiltrar y expandir la red de colágeno colapsada. Sin embargo, su posibilidad de volatilización es significativamente inferior con respecto a la acetona, por lo que será mucho más

difícil de remover durante el procedimiento de secado con aire, ya que su presión de evaporación es de 47,1 mm Hg⁽⁷⁾

Las propiedades del alcohol o etanol utilizado como solvente orgánico en los Sistemas Adhesivos se encuentra entre las características de la acetona y el agua. De acuerdo con esto, el etanol sería el solvente más adecuado para su inclusión como vehículo de los sistemas adhesivos, debido a su menor volatilización en comparación con la acetona y a su mayor evaporación con respecto al agua.⁽⁷⁾

3.1.3. Agente adhesivo o de enlace

Consiste principalmente en monómeros hidrofóbicos como el Bisfenol-A metacrilato de glicidilo (Bis-GMA), Dimetacrilato de uretano (UDMA) y Trielileno glicol dimetacrilato (TEG-DMA).⁽²⁴⁾ El principal rol de la resina adhesiva o agente de enlace es la estabilización de la capa híbrida y la formación de extensiones o prolongaciones de resina dentro de los túbulos dentinarios.^(7,10,14,18,24)

Los Sistemas Adhesivos pueden ser fotocurables o autocurables, teniendo estos últimos la ventaja teórica de la polimerización inicial en la interfase por la temperatura corporal,

pero tienen la desventaja de ser lentos. Para los Sistemas Adhesivos fotocurables se recomienda que el agente de enlace o resina adhesiva sea polimerizado antes de la aplicación de la resina compuestas de restauración, de esta forma el agente de enlace o adhesivo no es desplazado y puede fotocurar con la intensidad de luz adecuada.⁽²⁵⁾ Para producir la fotopolimerización generalmente es utilizada la amina dicantoroquinonaN, que tiene la función de fotoiniciador en el proceso de polimerización.⁽²⁶⁾

3.1.4. Otros Componentes

Buscando mejorar las propiedades mecánicas de los Sistemas Adhesivos, se incorporaron partículas de relleno como el silicato de vidrio o el flúoraluminosilicato de vidrio, silanizados y prepolimerizados.^(4,7,18) El incremento de la cantidad de relleno en un Sistema Adhesivo aumenta su viscosidad y disminuye su escurrimiento, pudiendo disminuir su capacidad de penetración en las fibras colágenas, sin embargo, si el tamaño de la partícula de relleno no es impedimento para que el adhesivo penetre, teóricamente la adhesión debe ser mejor, ya que el relleno contribuye a reducir la contracción de polimerización y a reforzar la capa híbrida.⁽⁴⁾

Por otro lado, los Sistemas Adhesivos con carga de relleno muestran una gran susceptibilidad a la separación de las fases sólida y líquida, aparte del aumento de la viscosidad. Para solucionar este problema se crearon Sistemas Adhesivos que poseen carga de relleno en escala nanométrica, permitiendo disminuir la viscosidad. El tamaño de la partícula es de aproximadamente 7 nanómetros (nm), mientras que los canales entre las fibras colágenas es de 20nm, pudiendo penetrar las partículas y ayudar al fortalecimiento de la adhesión.⁽¹⁸⁾

En la actualidad se han incorporado otros componentes a los Sistemas Adhesivos en búsqueda de mejorar sus propiedades, aparte de las partículas de relleno ya descritas se introducen al mercado sistemas adhesivos que contengan fluoruros y agentes antimicrobianos.⁽⁴⁾

Se han desarrollado sistemas adhesivos que contienen fluoruros con el objetivo de brindar o de otorgar al Sistema Adhesivo propiedades anticariogénicas, incrementando la resistencia del esmalte y la dentina a los ataques ácidos.⁽²⁷⁾

Aparte de los beneficios ya mencionados, se ha demostrado que la incorporación de fluoruros en los Sistemas

Adhesivos resinosos incrementan la durabilidad de la adhesión a la dentina, sin embargo, esta liberación de fluoruro y el aumento en la durabilidad de la adhesión no está claro todavía, por lo que se requieren más estudios al respecto.⁽²⁷⁾

Sin embargo, que tan benéficos pueden ser los resultados que se obtienen de un adhesivo que contenga una pequeña cantidad de fluoruro, con un espesor en el orden micrométrico y que además sea insoluble dentro de la capa híbrida, lo cual dificulta su liberación. No se debe esperar nada positivo ni negativo de estos Sistemas Adhesivos, sin embargo, muchos fabricantes se han inclinado por agregar fluoruro a los Sistemas Adhesivos buscando llegar mejor a los profesionales, quienes se sienten más confiados al utilizar este tipo de sistemas. Se pueden mencionar entre los Sistemas Adhesivos con fluoruro a OptiBond Solo[®] (Kerr), PQ1[®] (Ultradent), Prime & Bond 2.1[®] (Dentsply), Prime & Bond NT[®] (Dentsply) y Syntac Single Component[®] (Vivadent).⁽⁴⁾

También, han sido incorporados a algunos Sistemas Adhesivos agentes antimicrobianos como el glutaraldehído. Entre las razones por las que se adicionan este tipo de componente se considera la acción de los agentes antimicrobianos sobre

sustratos de dentina cariada cuya remoción total resulta difícil.⁽²⁸⁾

Los recientes Sistemas Adhesivos Autoacondicionadores, combinan el acondicionamiento de la dentina y el adhesivo en un solo envase. En estos sistemas, el componente ácido del imprimador, disuelve el barro dentinario y lo incorpora en una mezcla de dentina desmineralizada y lo “encapsula” con las fibras colágenas y los cristales de hidroxiapatita. Sin embargo, la incorporación de partículas de barro dentinario en la capa híbrida es una desventaja en estos sistemas desde el punto de vista del contenido microbiano del barro dentinario, pudiendo causar daños a la pulpa. Por lo tanto, la posibilidad de añadir agentes antimicrobianos a estos sistemas adhesivos pudiera ser necesaria, como es el caso de Clearfil SE Bond[®] (Kuraray), Mac Bond[®] (Tokuyama), FL Bond[®] (Shofu) y Prompt L-Pop[®] (3M/ESPE) entre otros.⁽²⁹⁾

Sin embargo, durante los últimos años, los estudios han evidenciado que varios Sistemas Adhesivos Autoacondicionadores poseen una actividad antibacterial inherente comparable con los sistemas de grabado total, generalmente se le asigna este efecto a los bajos valores de pH

que tienen los Sistemas Autoacondicionadores, que puede ser comparado con el efecto antibacterial del ácido fosfórico de los Sistemas de grabado total.⁽²⁸⁾

3.2. Clasificación de los sistemas adhesivos

3.2.1. De acuerdo a la cronología de aparición

Los Sistemas Adhesivos han aparecido y continuarán haciéndolo de manera constante en el tiempo, de acuerdo a los avances en la tecnología adhesiva. A partir de los años 70, los fabricantes optaron por promocionar sus productos clasificándolos a cada uno como el de última generación.⁽⁴⁾

Cuando se trata de discutir los diferentes Sistemas Adhesivos, es habitual describir las diferentes generaciones de adhesivos que fueron desarrollados al principio y que eran relativamente ineficaces, hasta los más modernos que presentan una relativa adhesión predecible. La organización de estos materiales en diferentes generaciones es un artificio comercial que sirve para destacar los principales avances y técnicas a lo largo del desarrollo continuo de estos materiales.⁽²⁶⁾

Los Sistemas Adhesivos de primera generación se basaron en complejas fórmulas químicas y se desarrollaron con el

objetivo de promover la adhesión química. Consistían en monómeros orgánicos bifuncionales con grupos reactivos específicos que pretendían reaccionar químicamente con el calcio inorgánico de la hidroxiapatita y con el componente de colágeno orgánico de la dentina, basándose en el modelo de los eficaces agentes de conexión a base de silano.^(7,26)

Entre los Sistemas Adhesivos de primera generación que apareció en 1962 se encuentra el Cervident[®] (SS White) que contenía NPG-GMA (N-Fenil Glicidina y Glicidil Meta Acrilato), fue la base del primer adhesivo comercialmente disponible. El mecanismo de unión aparente de este sistema fue mediante quelación del calcio de la superficie dentaria, con estos Sistemas se obtenían valores de adhesión de 1 a 3 MPa.^(7,30)

A mediados de los años 70 aparecen los Sistemas Adhesivos de segunda generación, estaban basados en ésteres fosfatados derivados del metacrilato. Su mecanismo adhesivo involucraba una humectación mejorada de la superficie así como también la interacción iónica entre los grupos fosfatos cargados negativamente y el calcio cargado positivamente. Entre las marcas comerciales se podían encontrar el Scotch Bond[®] (3M), Universal Bond[®] (Caulk) y Prisma Universal Bond[®] (Dentsply).

Estos sistemas de segunda generación ofrecían baja resistencia de unión, la cual no excedía los 5 a 6 MPa.^(4,7,31)

La tercera generación de Sistemas Adhesivos aparece a mediados de los años 80, con esta generación se introduce el grabado ácido de la dentina para remover parcialmente o modificar la capa de barro dentinario, la cual era grabada con una solución acuosa de ácido cítrico al 10% o ácido maléico al 2,5%, el ácido debía ser removido totalmente de la superficie antes de colocar el imprimador. Este imprimador contenía monómeros hidrófilos como el 4-META (Metacriloxi Etil Trimetil anhídrido) o BPDM (Bifenil Di Metacrilato).^(7,26,31)

El procedimiento de los adhesivos de tercera generación consta de tres pasos: 1) Aplicación de un acondicionador para el esmalte y la dentina, que es un tipo de ácido que modifica o elimina el barro dentinario; 2) Aplicación de un imprimador y 3) Aplicación del adhesivo, generalmente una resina sin relleno.⁽²⁶⁾

Entre los Sistemas Adhesivos de tercera generación podemos citar: All-Bond[®] (Bisco), Scotch Bond 2[®] (3M), C&B Metabond[®] (Parkell) y Gluma[®] (Bayer) entre otros, con los cuales se consigue valores de adhesión desde 3 hasta 18 MPa.⁽³⁰⁾

Los Sistemas Adhesivos de cuarta generación aparecieron a partir de 1990, implicaron un cambio en la filosofía y en el desarrollo de los materiales dentales (Gráfico 10). En todo el mundo se asumía que el grabado con ácido fosfórico de la dentina estaba contraindicado. Esto se debía a la creencia de que la apertura de los canalículos dentinarios durante el grabado podía causar irritación pulpar, inflamación y potencialmente la muerte del tejido pulpar.^(4,7,15,26)

Gracias a los estudios realizados en Japón por Fusayama⁽²²⁾ *et al*, se permitió el desarrollo de Sistemas Adhesivos basados en la eliminación total del barro dentinario, entre los cuales encontramos All-Bond[®] (Bisco), Opti Bond FL[®] (Kerr), Pro Bond[®] (Dentsply), Scotch Bond Multipurpose[®] (3M). Cuando se reconoció que el ácido fosfórico podía ser empleado tanto para esmalte como para la dentina se simplificó sustancialmente la técnica clínica y se logra obtener valores adhesivos aceptables entre 14 a 27 MPa.^(4,7,26,30,31)



Gráfico 10. Sistema adhesivo de tres etapas de aplicación: ácido + imprimador + adhesivo, (cuarta generación). *Tomado de Henostroza 2003.*

Los procedimientos de los Sistemas Adhesivos de cuarta generación son: 1) grabado del esmalte y la dentina simultáneamente, lavado y eliminación del exceso de humedad de la superficie; 2) aplicación del imprimador de acuerdo con el número de capas recomendadas por la casa fabricante, secar para eliminar el solvente del imprimador y 3) aplicar el adhesivo al esmalte y la dentina.⁽⁴⁾

Las novedades principales de los Sistemas Adhesivos de cuarta generación son la técnica de grabado total y el proceso de adhesión húmeda.^(4,7,26)

Con esta cantidad de pasos hay muchas oportunidades para una falla o error por parte del operador en estos Sistemas

Adhesivos, una manipulación inapropiada en cada uno de estos pasos puede conllevar a un fracaso clínico.^(4,7,26)

La quinta generación de Sistemas Adhesivos se desarrollo a finales de los 90, con la finalidad de reducir el número de pasos clínicos para disminuir lo sensible de la técnica Adhesiva, sin embargo, esta quinta generación de Sistemas Adhesivos presentaba una efectividad de adhesión similar a los de cuarta generación. Se diferenciaban únicamente en que su manejo es más simplificado, porque en lugar de los tres compuestos de sus predecesores constan de solo dos: por un lado el acondicionador y por otro lado el imprimador y el adhesivo reunidos en un solo envase o frasco.^(4,26) Gráfico 11.

Dentro de esta generación de Sistemas Adhesivos podemos mencionar: Excite[®] (Ivoclar Vivadent), Clearfil Liner Bond 2[®] (Kuraray), One Coat Bond[®] (Coltene), One Step[®] (Bisco), OptiBond S[®] (Kerr), Prime & Bond 2.1[®] (Dentsply), PQ1[®] (Ultradent), Stae[®] (SDI) y Single Bond[®] (3M/ESPE).^(4,18)

A partir de 1999 surge la sexta generación de Sistemas Adhesivos que se destacó por haber unido en un solo compuesto

o envase el acondicionador con el imprimador y en otro envase el adhesivo.⁽⁴⁾



Gráfico 11. Sistemas adhesivos de quinta generación. Tomado de Henostroza 2003.

En realidad, la concepción de este producto constituye la materialización de la tendencia denominada autoacondicionamiento, a partir de la cual surgieron prácticamente todos los demás productos denominados autoacondicionadores o autograbantes.⁽⁴⁾

El concepto de los Sistemas Adhesivos Autoacondicionantes está basado en el uso de un monómero ácido polimerizable que simultáneamente acondiciona e imprime la dentina y el esmalte. Por lo tanto, es eliminado el paso del lavado y hace menos sensible la técnica. Se pueden citar dentro

de los Sistemas Adhesivos de sexta generación: AdheSE[®] (Ivoclar Vivadent), Clearfil Liner Bond 2V[®] (Kuraray), FL-Bond[®] (Shofu), Frog[®] (SDI), One Coat Self Etching Bond[®] (Coltene) y Unifil BOND[®] (GC) (Gráfico 12). Estos Sistemas Adhesivos ofrecen valores de fuerza adhesiva alrededor de $20,7 \pm 7$ para el esmalte y de $28,9 \pm 5$ a $30,5 \pm 6$ para la dentina.⁽²⁸⁾



Gráfico 12. Adhesivos autoacondicionadores de dos etapas de aplicación: ácido/imprimador + adhesivo, (sexta generación). Tomado de Henostroza 2003.

A fines del 2002 fue dado a conocer un producto que se anuncia como el primero de los de séptima generación, aunque es muy semejante a los de sexta generación, presenta todos sus componentes en un solo envase y prescinde de toda mezcla según los fabricantes.^(4,7,26) Gráfico 13.



Gráfico 13. Adhesivo autoacondicionante de una etapa de aplicación, (séptima generación). *Tomado de Henostroza 2003.*

Finalmente, en la actualidad, los Sistemas Adhesivos han alcanzado un grado de confiabilidad bastante aceptable, lo cual vuelve muy predecible el proceso de adhesión. A pesar de que casi todos ellos presentan valores bastantes semejantes en cuanto a la fuerza de adhesión (20 a 36 MPa), existen particularidades inherentes a ciertas marcas comerciales.⁽⁴⁾

3.2.2. De acuerdo al mecanismo de acción sobre los sustratos y al número de pasos

Ya hablamos de la conocida clasificación por generaciones, que responde más a una estrategia creada por las casas fabricantes y que no contribuye a seleccionar el Sistema Adhesivo adecuado para cada situación clínica.^(4,15,32)

Van Meerbeek⁽³²⁾ *et al*, en 2001 realizan una clasificación de los Sistemas Adhesivos contemporáneos según el mecanismo de acción de estos (Gráfico 14), es decir, de su interacción con la capa de desecho o barro dentinario. Los Sistemas Adhesivos se clasifican entonces en dos grandes grupos: los que emplean un Acondicionamiento ácido previo o grabado total y los Sistemas Adhesivos Autoagrabantes o Autoacondicionantes.^(7,25,32,33)

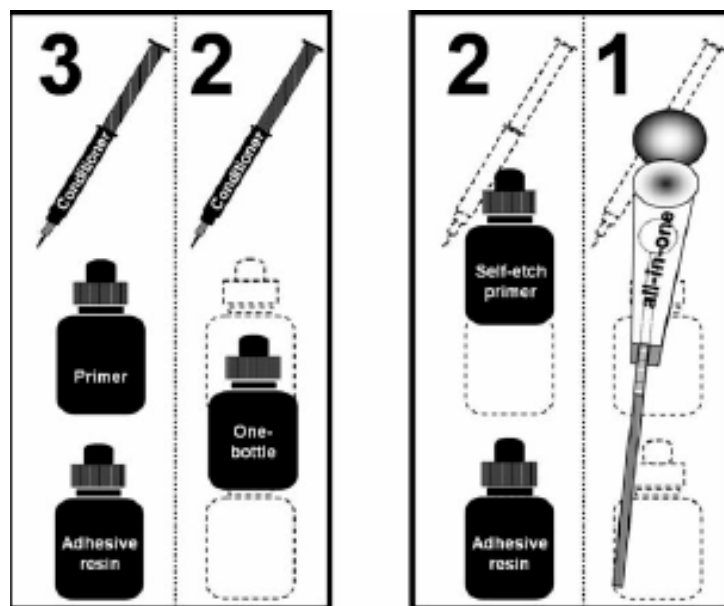


Gráfico 14. Clasificación de los sistemas adhesivos contemporáneos siguiendo la estrategia de adhesión y el número de pasos clínicos. Tomado de De Munck 2005.

Los Sistemas Adhesivos que emplean grabado total incluyen una fase separada de grabado ácido y luego un

enjuague o lavado. El procedimiento clínico más común es la aplicación de un ácido fosfórico con una concentración generalmente entre 30 a 40%, que luego de ser aplicado es lavado. A esta etapa de acondicionamiento le sigue el paso de imprimación y luego la aplicación del agente adhesivo, resultando en un procedimiento de tres pasos.^(4,7,17,25,33)

Existe la simplificación de estos tres pasos y consta de un Sistema Adhesivo que reúne el imprimador y el agente adhesivo en un solo envase por lo que solo se realiza el acondicionamiento ácido que incluye el grabado ácido más el lavado y luego la colocación del imprimador y agente adhesivo en una sola etapa, convirtiéndose entonces en un Sistema Adhesivo de grabado total de dos pasos.^(4,7,17,25,33)

Los Sistemas Adhesivos Autoacondicionantes se crean como una alternativa donde simultáneamente se acondiciona y se imprima la Dentina sin necesidad de la etapa de grabado ácido. Estos Sistemas Adhesivos no solo excluyen la etapa del lavado del ácido sino que también reducen el tiempo clínico de la aplicación y reducen también significativamente el riesgo de cometer un error durante su aplicación.⁽³³⁾

Sin embargo, se ha evidenciado que el uso de Sistemas Adhesivos autoacondicionadores en el esmalte no ofrece una adhesión efectiva sobre este sustrato, por lo que recomiendan los fabricantes usar el grabado con ácido fosfórico previo a la utilización del Sistema autoacondicionador, sobre todo en esmalte intacto.⁽³⁴⁾

En cuanto a su presentación comercial existen sistemas autoacondicionadores de dos pasos y de un solo paso.^(4,7,25,17) Estos sistemas presentan básicamente dos tipos de autoacondicionantes: los suaves y los fuertes. Los adhesivos autoacondicionantes fuertes tienen un pH muy bajo (<1) y muestran un mecanismo de adhesión parecido al producido por los sistemas de grabado total.⁽³³⁾

Los sistemas autoacondicionantes suaves tienen un pH alrededor de 2, disolviendo la superficie de la dentina solo parcialmente, quedando un número sustancial de cristales de hidroxiapatita dentro de la capa híbrida.⁽³³⁾

En el año 2000, la Asociación de Investigación Clínica⁽³⁵⁾ (CRA Newsletter) publica una clasificación simplificada de los Sistemas Adhesivos, donde también son clasificados según su

interacción con el sustrato y los pasos clínicos que se necesitan en su aplicación. La clasificación consta de 4 tipos de Sistemas Adhesivos que se observan en la tabla 1.

Clasificación	Pasos Clínicos e interacción con el sustrato	Marcas Comerciales
Tipo 1	Aplicación de ácido, lavado para eliminar la capa de desecho. Colocación del imprimador y luego el adhesivo en forma independiente	Scotchbond Multipurpose [®] (3M) All-Bond 2 [®] (Bisco) Optibond FI [®] (Kerr)
Tipo 2	Aplicación de ácido, lavado para eliminar la capa de desecho, aplicación del imprimador y agente adhesivo en forma conjunta	Single Bond [®] (3M) Excite [®] (Ivoclar) One-Step [®] (Bisco) OptiBond Solo Plus [®] (Kerr) Prime & Bond NT [®] (Dentsply)
Tipo 3	Aplicación de imprimador "autoacondicionante" para disolver la capa de desecho, sin lavado posterior, colocación de agente adhesivo de forma independiente	Clearfil Liner Bond 2V [®] (Kuraray) AdheSE [®] (Ivoclar) NRC & Prime&Bond NT [®] (Dentsply) One Coat Self Etching Bond [®] (Coltène)
Tipo 4	Aplicación de imprimador autoacondicionante y adhesivo en forma conjunta para disolver y tratar la capa de desecho, en forma simultánea.	Prompt L-Pop [®] (ESPE) Touch&Bond [®] (Parkell) Etch & Prime 3.0 [®] (Degussa)

Clasificación Simplificada de los Sistemas Adhesivos. Tomado de CRA Newsletter, 2000.

4. FACTORES QUE INTERVIENEN EN EL MANEJO CLÍNICO DE LOS SISTEMAS ADHESIVOS

4.1. Factores Inherentes al Sustrato

4.1.1. Condiciones del esmalte

Se ha demostrado que el esmalte es altamente anisótropo, la facilidad a fracturarse, su dureza y el módulo de elasticidad son dependientes de la orientación de los prismas.⁽³⁶⁾ Debido a esta anisotropía microestructural, la variación en el sitio de adhesión al esmalte puede influenciar la resistencia adhesiva de restauraciones directas en este sustrato.⁽³⁷⁾

Sin embargo, los efectos de las variaciones regionales en la estructura del diente, como la orientación de los prismas del esmalte y la variabilidad introducida por las preparaciones cavitarias sobre la adhesión dental no están completamente demostradas.⁽²⁵⁾

Un estudio realizado por Carvalho⁽³⁶⁾ *et al* en 2000, sobre los efectos de la orientación de los prismas en las fuerzas tensionales del esmalte, concluyeron mediante los resultados obtenidos, que las fuerzas tensionales del esmalte son dependientes de la orientación de los prismas. En este estudio adhirieron una resina compuesta a molares intactos sin caries,

fueron seccionados verticalmente en sentido mesio-distal y luego en mitades que fueron adelgazadas cuidadosamente para reducir la sección transversal localizada en esmalte. Los especímenes fueron adelgazados para permitir probar el esmalte cuando los prismas están orientados paralelamente o perpendicularmente a la aplicación de las cargas.

A estos especímenes fueron inducidas tensiones de forma paralelas y perpendicularmente a la orientación de los prismas con una tensión de 0,5mm/min hasta que la estructura del esmalte se fracturó. Los resultados obtenidos indicaron que cuando las cargas eran aplicadas paralelamente a la orientación de los prismas, la fuerza tensional del esmalte era significativamente mayor que cuando era aplicada perpendicularmente.⁽³⁶⁾

Esta alta resistencia a la fractura del esmalte cuando las cargas son aplicadas paralelamente al eje axial de los prismas pueden ser atribuidas al factor de que cada varilla de esmalte funciona como una unidad integral y que los cristales de hidroxiapatita por sí solos no se fracturan durante la tensión, forzando a ocurrir la fractura entre la sustancia interprismática.⁽³⁶⁾

Un estudio realizado por Shimada y Tagami⁽³⁷⁾ en 2003, donde se investigó los efectos regionales y la orientación de los prismas del esmalte en relación a la capacidad de unión de dos sistemas adhesivos comerciales. Se utilizó un adhesivo autoacondicionante (Clearfil SE Bond[®], Kuraray Co) y un adhesivo de grabado total de un solo envase (Single Bond[®], 3M). Fueron escogidas dos regiones del esmalte: una a nivel cuspídea y otra en la mitad coronal que fueron seccionadas en tres diferentes direcciones, horizontal, axial y tangencial.

Los cortes del esmalte seccionados fueron tratados con cada sistema adhesivo y sometidos a pruebas de unión de microcizallamiento. Los resultados de estas pruebas mostraron que la adhesión del sistema de grabado total (Single Bond[®], 3M) al esmalte fue alta en la superficie perpendicular a los prismas del esmalte (40 a 51 MPa) y fue menor en la superficie paralela a los prismas del esmalte (24 a 27 MPa). En el caso del sistema autoacondicionante (Clearfil SE Bond[®], Kuraray Co) se obtuvieron valores de fuerza de unión de 35 a 45 MPa en ambas superficies.⁽³⁷⁾

La fuerza de unión de los dos sistemas adhesivos fue significativamente influenciada por la anisotropía de la estructura

del esmalte. Sin embargo, los efectos del sistema autoacondicionante fue menos influenciado por la orientación de los prismas que el sistemas de grabado total de un solo envase.⁽³⁷⁾

La baja fuerza de unión del sistema adhesivo Single Bond[®] obtenido en la zona paralela a los prismas del esmalte puede ser atribuida a la debilidad intrínseca de la anisotropía del sustrato. Es muy probable que la tensión producida por la contracción de polimerización durante el curado del sistema adhesivo cause fracturas en el esmalte, especialmente cuando se usa un adhesivo sin partículas de relleno como el Single Bond[®]. Por el contrario, el adhesivo Clearfil SE Bond[®] presenta partículas de relleno causando menos tensión durante la contracción de polimerización.⁽³⁷⁾

Siempre se ha considerado que los prismas del esmalte seguían una dirección perpendicular a la superficie externa del diente y esta afirmación es posible de observar en todos los dibujos y esquemas de cortes transversales y longitudinales de los tallados cavitarios. Sin embargo, se ha observado que en la zona cervical de los dientes permanentes no siempre terminan en

90° con respecto a la superficie, sino que pueden adoptar una dirección aproximadamente horizontal.⁽⁴⁾

Esta estructura aportará un sustrato adamantino adhesivo diferente según la sección o dirección de las paredes cavitarias y la necesidad o no de efectuar un bisel de unión o de protección para lograr mejores mecanismos de adhesión.⁽⁴⁾

Para reducir la cantidad de fracturas marginales en el esmalte, Löche⁽³⁸⁾ sugirió la realización de un pequeño bisel alrededor del borde cavo superficial del esmalte en cervical de las restauraciones clase II. El biselado del margen del esmalte en la zona oclusal de cavidades posteriores no está recomendado porque esto podría hacer que la resina compuesta sea sometida a cargas tensionales en esa zona de forma directa.⁽³⁵⁾

Sin embargo, Maravankin⁽³⁹⁾ en 2006 afirma que no puede concluirse que la realización de biseles mejore la relación diente-restauración o que mejore la efectividad y durabilidad de la interfase resina-diente.

Debido a la forma aleatoria y tortuosa que presentan los prismas a lo largo de la estructura del esmalte, es prácticamente imposible obtener especímenes donde los prismas estén perfectamente orientados de manera perpendicular o paralela a las cargas aplicadas.⁽³⁶⁾

El esmalte tanto cervical como oclusal de los márgenes de las restauraciones clase II son los más propensos a recibir tensiones perpendiculares durante la contracción de polimerización de las resinas compuestas. Por lo tanto, los clínicos deberían tener especial atención en estos factores de las técnicas restauradoras, pudiendo ayudar a minimizar el riesgo de fracturas del esmalte en los márgenes de las restauraciones adhesivas.⁽³⁶⁾

Otro factor dependiente de las condiciones del esmalte sería la presencia de alteraciones en su formación, como lo es la amelogénesis imperfecta, caracterizada por diferentes patrones hereditarios y una variedad de defectos en el esmalte que abarcan desde hipoplasia, hipomaduración hasta hipocalcificación.⁽⁴⁰⁾

El éxito de la adhesión en dientes afectados por amelogenesis imperfecta puede ser dependiente en gran parte de la manera como responde el esmalte al grabado ácido, que a su vez pudiese estar asociado con la cantidad y calidad de esmalte disponible para la adhesión.⁽⁴¹⁾

La apariencia clínica típica del esmalte afectado por esta patología incluye un color amarillento o marrón, manteniendo un espesor de esmalte normal, presenta una ubicación variable, siendo menos frecuente en la zona cervical y más común en la zona del tercio medio de la corona clínica. Ultraestructuralmente, la amelogenesis imperfecta hipocalcificada muestra un esmalte con mayor cantidad de poros, un bajo contenido mineral y un incremento en los niveles de proteínas por volumen que el esmalte normal.⁽⁴²⁾

Se cree que la adhesión de resinas compuestas con técnica de grabado ácido al esmalte afectado por amelogenesis imperfecta es más difícil de lograr que en el esmalte normal. Los niveles de alto contenido de proteínas en el esmalte afectado por esta patología, son un factor que aparentemente interfiere con el desarrollo de los típicos patrones de grabado cuando se aplica ácido fosfórico al 37%.⁽⁴²⁾

Por otro lado, se considera que el hipoclorito de sodio es efectivo en la desnaturalización de las proteínas y pareciera no alterar la estructura o el contenido mineral del esmalte normal o afectado por la amelogenesis imperfecta hipomineralizada. Los datos sugieren que el hipoclorito de sodio aumenta la adhesión en este caso por la remoción del exceso de proteínas, logrando así adecuados patrones de grabado ácido.⁽⁴²⁾

Por tal motivo, se han descrito técnicas para lograr la desnaturalización del exceso de proteínas del esmalte mediante el pretratamiento de la superficie del esmalte con hipoclorito de sodio al 5% por 1 minuto, dejando de esta manera expuestos los pocos cristales disponibles para lograr un patrón de grabado que favorezca la adhesión del material restaurador.⁽⁴²⁾

Algo parecido ocurre en el caso de la fluorosis dental, donde se encuentra alterada la estructura, la composición y apariencia del esmalte. La severidad de los defectos producidos por la fluorosis está en relación con la cantidad y duración de la ingestión de fluoruros durante el desarrollo de los dientes. Con el incremento de la severidad de la fluorosis, la superficie del esmalte se vuelve cada vez más porosa y la lesión se extiende hacia el interior del esmalte.⁽⁴³⁾

En la mayoría de las situaciones clínicas, se corta el esmalte durante la preparación cavitaria, sin embargo, en algunos casos esto no sucede, como por ejemplo en la colocación de aparatología fija ortodóncica, sellantes de fosas y fisuras o cierres de diastemas. Por lo tanto, una adhesión óptima al esmalte intacto es importante para un rendimiento clínico con los sistemas adhesivos actuales. Para los dientes con fluorosis esto es más importante, debido a que los tratamientos restauradores de estos defectos por lo general envuelven procedimientos adhesivos al esmalte sin cortar.⁽⁴³⁾

Un estudio realizado por Ermis⁽⁴³⁾ *et al* en 2006, determinaron la efectividad adhesiva sobre esmalte cortado o intacto afectado por fluorosis, utilizando adhesivos autoacondicionadores (Clearfil Protect Bond[®], Kuraray) y de grabado total (Optibond FL[®], Keer). Los resultados obtenidos demostraron que la fuerza adhesiva del esmalte con fluorosis sin cortar era significativamente menor en comparación con el esmalte cortado cuando se utilizó ambos sistemas adhesivos.

4.1.2. Condiciones de la Dentina

La dentina es un sustrato dinámico, y sus características morfológicas y funcionales determinan la calidad de la adhesión

obtenida con los agentes adhesivos. La dentina esclerótica, afectada por caries y la dentina profunda pueden ser considerados como sustratos desfavorables para la adhesión debido a los menores valores de adhesión obtenidos en estos.⁽⁴⁴⁾

Se considera a la dentina como una composición biológica de cristales de hidroxiapatita dentro de una matriz de colágeno. Sin embargo, esta situación se complica por los factores que componen los diferentes tipos de dentina: intertubular y peritubular, que está rodeada por los procesos odontoblásticos que penetran la dentina desde la pulpa hacia la unión amelodentinaria.⁽⁴⁵⁾

Cada túbulo dentinario tiene forma de cono invertido con el diámetro más pequeño ubicado hacia la unión amelodentinaria y el diámetro más amplio en la zona cercana a la pulpa. Esto hace que el número de túbulos por área de superficie de dentina (densidad de los túbulos dentinarios) sea menor en el área de la unión amelodentinaria que en la zona cercana a la pulpa.⁽⁴⁵⁾

La presencia de dentina peritubular reduce el diámetro original de los túbulos, este diámetro varía desde 1,25 a 2 μm cerca de la pulpa hasta 0,6 a 0,8 μm cerca de la unión

amelodentinaria. La dentina que ocupa el espacio entre los túbulos es denominada dentina intertubular y debido a la variación regional en el número y tamaño de los túbulos dentinarios, esta dentina intertubular variará inversamente en función de la localización y profundidad.⁽⁴⁵⁾

Pashley⁽⁴⁶⁾ *et al* en 1985, calcularon el área ocupada por los túbulos dentinarios, por la dentina peritubular y la intertubular en relación con la distancia de la pulpa. Se reportó que la densidad de los túbulos y el área de dentina peritubular disminuían cuando se alejaba de la pulpa y que la cantidad de dentina intertubular aumentaba cuando se estaba más alejado de la pulpa.

Cuando se efectúa una preparación cavitaria en dentina, la cantidad de dentina intertubular y peritubular inciden directamente en la permeabilidad y difusión dentinaria y en el comportamiento de los mecanismos de adhesión.⁽⁴⁾ Está bien demostrado que una fuerte adhesión a dentina es conseguida por una combinación de retenciones micromecánicas provistas por las prolongaciones de resina dentro de los túbulos dentinarios y por la formación de una capa híbrida dentro de la dentina intertubular.⁽⁴⁴⁾

Un estudio realizado por Giannini⁽⁴⁴⁾ *et al* en 2001, tuvo como propósito determinar la correlación entre la densidad tubular y el área ocupada por dentina intertubular con la fuerza adhesiva de un sistema adhesivo convencional de dos pasos (Prime & Bond 2.1[®], Dentsply) y otro sistema autoacondicionador (Clearfil Liner Bond 2V[®], Kuraray).

Los resultados obtenidos indicaron que la variación regional de túbulos dentinarios y la cantidad de dentina intertubular pueden modificar la fuerza adhesiva tanto para el sistema adhesivo convencional como para el autoacondicionante. La adhesión a zonas con grandes áreas de dentina intertubular mostró que podía proporcionar mayor fuerza adhesiva independientemente del tipo de sistema adhesivo utilizado.⁽⁴⁴⁾

Konishi⁽⁴⁷⁾ *et al* en 2002, realizaron un estudio donde evaluaron la influencia de la distancia de la pulpa con relación a la resistencia a la fuerza de cizallamiento en varias zonas de la dentina. Ellos concluyeron que la resistencia a la fuerza de cizallamiento en dentina cercana a la pulpa fue significativamente más baja, sin embargo no hubo diferencias significativas cuando la dentina era de la zona vestibular, lingual o central del diente. Por lo tanto, las propiedades de la dentina

varían con la distancia de la pulpa, pudiendo afectar la adhesión y otros aspectos en la odontología restauradora.

La mayoría de los estudios de adhesión a dentina *in vitro* emplean dentina sana, un sustrato muy diferente al que habitualmente se utiliza en la clínica diaria, ya que cuando la dentina es sometida a distintos procesos fisiológicos o patológicos se producen dos tipos de dentina reactiva: los agentes irritantes lentos y progresivos dan lugar a la dentina esclerótica y las agresiones intensas como consecuencia de caries u obturaciones profundas producen dentina terciaria.⁽⁴⁸⁾

La esclerosis dentinaria es un proceso reactivo caracterizado por la obliteración de los túbulos dentinarios por precipitados ácido-resistentes y la hipermineralización dentinaria, modificando las características de la adhesión dentaria. El aspecto de la capa híbrida creada sobre ambos tipos de dentina es similar, salvo por la menor longitud, mayor irregularidad e incluso total ausencia de prolongaciones de resina en el caso de la dentina esclerótica.⁽⁴⁸⁾

Martín⁽⁴⁸⁾ *et al* en 1999, concluyen en su estudio comparativo de la adhesión a dentina sana y esclerótica que: 1-

la esclerosis dentinaria no constituye un proceso homogéneo, sino que pueden observarse zonas de obliteración total, en íntima relación con otras en las que la obliteración es parcial o inexistente; 2- las prolongaciones de resina adhesiva presentan una menor longitud y un aspecto más irregular en el caso de la dentina esclerótica; 3- el tratamiento mecánico con instrumental rotatorio de la superficie esclerótica permitiría la eliminación de esta superficie y la exposición de la capa subsuperficial más receptiva al tratamiento ácido.

Resultados similares son reportados por Kwong⁽⁴⁹⁾ *et al* en 2000, quienes examinaron ultraestructuralmente el infiltrado de resina en dentina esclerótica después de la aplicación de un adhesivo autoacondicionador (Clearfil Liner Bond 2V[®], Kuraray) con o sin grabado ácido previo. Ambos tratamientos por sí solos no pudieron disolver por completo la capa de dentina esclerótica que ocluye los túbulos dentinarios. Y el tratamiento único con adhesivos autoacondicionadores resultó en una reducción en el espesor de la capa híbrida (0,5 μm).

Las estrategias adhesivas basadas en la obtención de retenciones micromecánicas se ven comprometidas por la posible

ausencia de una capa híbrida verdadera y de prolongaciones de resinas en la dentina esclerótica. Tomando en cuenta las características ultraestructurales presentadas, se pueden adaptar estrategias como la remoción de la capa superficial de dentina esclerótica y extender el tiempo de grabado ácido, no siendo esto completamente efectivo para mejorar el proceso adhesivo. Deben continuar las investigaciones interdisciplinarias para desarrollar alternativas que brinden una adhesión semejante a la lograda en dentina sana.^(49,50)

La estructura de la dentina es atacada por la caries, los túbulos dentinarios se ocluyen con contenido mineral y su dureza disminuye comparada con una dentina intacta.⁽⁵¹⁾ Nakajima⁽⁵²⁾ *et al* en 1995, mostraron que la resistencia adhesiva a la dentina afectada por caries en dientes permanentes es menor y que la capa híbrida varía más que en la dentina intacta, mostrándose esta capa en la dentina afectada por caries de manera incompleta y evidenciando una disolución de su parte central. Gráfico 15.

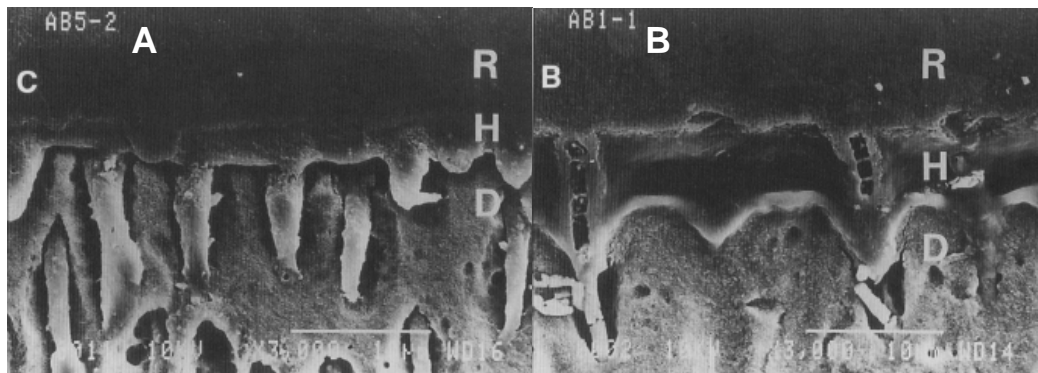


Gráfico 15. Comparación de la capa híbrida en dentina sana (A) y en dentina afectada por caries (B). Tomado de Nakajima *et al*, 1995.

Yoshiyama⁽⁵³⁾ *et al* en 2000, compararon la adhesión de un sistema adhesivo autoacondicionador (FluoroBond[®], Shofu) y uno de grabado total (Single Bond[®], 3M) en dentina afectada por caries. Los resultados obtenidos indicaron que la resistencia adhesiva de ambos sistemas a dentina normal fue significativamente mayor (46 MPa con Single Bond[®] y 28,2 MPa con FluoroBond[®]) que los valores de resistencia adhesiva sobre dentina afectada por caries (27,1 MPa con Single Bond[®] y 17,5 MPa con FluoroBond[®]) y que la técnica de adhesión húmeda incrementa significativamente la resistencia adhesiva tanto en dentina sana como en dentina afectada por caries usando el sistema adhesivo de grabado total (Single Bond[®], 3M).

En 2007, Omar⁽⁵⁴⁾ *et al* estudiaron la micro-resistencia adhesiva de tres sistemas adhesivos a dentina afectada por

caries. Los sistemas adhesivos utilizados consistían en dos adhesivos autoacondicionadores, uno de dos pasos (Clearfil SE[®], Kuraray), otro de 1 paso (Xeno IV[®] Dentsply/Caulk) y de un sistema adhesivo de grabado total de tres pasos (Scotchbond Multipurpose[®], 3M). Los resultados indicaron que la micro resistencia adhesiva de la resina compuesta a la dentina sana no fue significativamente diferente que a la dentina afectada por caries cuando se usaron el sistema adhesivo de grabado total (Scotchbond Multipurpose[®], 3M) y el sistema autoacondicionador de dos pasos (ClearfilSE Bond[®], Kuraray).

Los Sistemas Adhesivos Autoacondicionadores de un paso y de dos pasos no tuvieron valores de micro-resistencia adhesiva significativamente diferentes cuando se usaron en dentina sana, mientras que fue detectada una diferencia altamente significativa cuando se adhirieron a dentina afectada por caries, ya que se obtuvieron valores de adhesión mayores con el Sistema Autoacondicionador de dos pasos (Clearfil SE Bond[®], Kuraray).⁽⁵⁴⁾

4.1.3. Forma y tamaño de la cavidad

Cuanto mayor es la cavidad que nos proponemos restaurar, mayor será el volumen de resina compuesta aplicada. De esta

forma, mayor será la tensión por la contracción de polimerización a que la interfase resina-diente será sometida. Por lo tanto, al realizarse restauraciones directas de resinas compuestas debemos, siempre que sea posible, utilizar una técnica de inserción por incremento.⁽¹⁸⁾

La forma de la cavidad también podrá influir de manera negativa en los resultados de la adhesión. Cuanto mayor sea el número de paredes de la preparación, mayor será la tensión generada.⁽¹⁸⁾

El factor de configuración (factor C) está relacionado con el diseño, forma o geometría de la preparación dentaria teniendo gran impacto en la tensión de contracción que se induce en la interfase adhesiva. El diseño cavitario será determinante en la posibilidad que tiene el material restaurador para contraerse libremente. Se ha comprobado que cuanto mayor sea el número de superficies libres no adheridas en una preparación, mayor será la capacidad de fluir del material en la fase pregel. Esto determinará una menor generación de tensiones durante la contracción y después de esta, que se produce en la fase posgel.⁽¹⁵⁾

La mayoría de los estudios actuales investigan la durabilidad de la adhesión, sin embargo, no toman en cuenta la tensión generada por la contracción de polimerización. Esa fuerza generada induce a la interfase resina-diente a graves tensiones, en particular cuando la restauración tiene un alto factor C, proporcionando esto una menor oportunidad de disminuir la tensión por contracción.^(55,56)

Por todo ello, queda en evidencia la recomendación de la técnica incremental que consiste en aplicar la resina compuesta con un espesor no mayor a 2 milímetros, en capas oblicuas y evitando que la resina compuesta esté en contacto con más de dos paredes de la cavidad durante la polimerización para disminuir en lo posible el factor C.^(1,4,7,15)

4.2. Factores Inherentes al Sistema Adhesivo

4.2.1. Acondicionamiento Ácido

La activación de la superficie del sustrato se puede lograr eficientemente a través del acondicionamiento con ácido fosfórico al 15, 32, 35, 37 y 40%, que aplicado sobre la superficie del esmalte desmineraliza y disuelve la matriz inorgánica de hidroxiapatita de las varillas adamantinas, dando lugar a la formación de microporos y microsurcos.⁽⁴⁾

Al acondicionar la dentina se busca remover la capa de desecho y desmineralizar superficialmente la zona intertubular, de manera de exponer la malla colágena, para que el adhesivo pueda interactuar con ella. Nakabayashi⁽⁵⁶⁾ *et al* consideran que una desmineralización de 1 a 2 μm en la dentina es suficiente para una adecuada resistencia adhesiva, permitiendo fácilmente la adecuada penetración completa de los monómeros.

Se sabe que la profundidad de la desmineralización está directamente relacionada con las características del ácido utilizado, como su pH, Pka, concentración, viscosidad y el tiempo que permanece reaccionando con el sustrato, basados en estos factores fue propuesto en los sistemas adhesivos de tercera generación la utilización de ácidos más suaves, como el maléico y el cítrico en bajas concentraciones (10%).⁽⁵⁷⁾

Aunque tales productos acondicionaban bien la dentina, no se observaron buenos resultados como los obtenidos con el ácido fosfórico al 37% en el esmalte. Por lo que se llegó a la conclusión que reduciendo el tiempo de aplicación del ácido fosfórico de los 60 segundos propuestos inicialmente a 30 y luego a 15 segundos, se podía obtener simultáneamente un buen acondicionamiento del esmalte y la dentina. Actualmente el

acondicionamiento ácido de los Sistemas Adhesivos de grabado total se realiza con ácido fosfórico del 32 al 37% por 15 segundos.⁽¹⁸⁾

Goes⁽⁵⁹⁾ *et al* en 1998, realizaron un estudio donde observaron el efecto morfológico en la dentina y el esmalte de diferentes soluciones ácidas tomando en cuenta el tipo, concentración y tiempo de aplicación del ácido. Los ácidos utilizados fueron: ácido fosfórico en gel (en concentraciones de 10% y 35%) y ácido maléico en gel (al 10%), todos aplicados en tiempos de 15 y 60 segundos.

El análisis al microscopio electrónico mostró que el grabado ácido modifica la apariencia micromorfológica del esmalte y la dentina independientemente del tipo de ácido, del tiempo de aplicación y de la concentración. En la superficie del esmalte, el ácido fosfórico en gel al 10% y 35% aplicados por 15 o 60 segundos remueven preferentemente el cuerpo del prisma. En los especímenes tratados con ácido maléico al 10% por 15 segundos el cuerpo del prisma fue removido solo parcialmente.⁽⁵⁹⁾

En la superficie de la dentina, el ácido fosfórico en gel (10% y 35%) y el gel de ácido maléico (al 10%) aplicado por 15 o 60 segundos, remueve el barro dentinario y abre los túbulos dentinarios, sin embargo, la dentina acondicionada por 15 o 60 segundos con ácido maléico al 10% muestra residuos de barro dentinario.⁽⁵⁸⁾

El ácido fosfórico actúa extrayendo calcio de la hidroxiapatita que pasa a formar parte de la solución. Cuando está en cierta cantidad, se forman fosfatos insolubles que al precipitar sobre la superficie del esmalte, limitan la acción del ácido. Este hecho se conoce como efecto *autolimitante* de la acción del ácido fosfórico sobre el esmalte dentario y se logra, al precipitarse las sales de fosfato insoluble de calcio que neutralizan su acción.⁽¹⁵⁾

La presentación de los ácidos en gel con colores contrastantes es la preferida para la aplicación, debido a la facilidad de observación del contacto del producto con la estructura dental, confinando también sus efectos al área deseada. Diversos tipos de espesantes son utilizados para producir el estado de gel, el más común es la sílice. Este producto fue muy criticado, ya que no es removido

completamente de la superficie después del lavado, por lo que se supone que podría interferir con el proceso adhesivo.⁽¹⁸⁾

Debido a este inconveniente, Perdigão⁽⁶⁰⁾ *et al* en 1996, utilizaron microscopia electrónica de barrido y constataron que las partículas de sílice no obstruían las porosidades de la red colágena, y que por lo tanto no eran capaces de perjudicar la adhesión. Sin embargo fueron desarrollados espesantes a base de polímeros hidrosolubles, que no dejan residuos después del lavado, entre los que podemos encontrar All-Etch[®] (Bisco), Etching Gel[®] (Generic/Pentron) y el AtackTEC[®] (Dentaltec)⁽¹⁸⁾

Es bien conocida la aplicación de imprimadores autocondicionantes tanto en esmalte como dentina, estos consisten en un ácido y un monómero metacrilato hidrófilo, que mejora la unión en la interfase resina diente. Esta mejoría es debido al hecho de que el monómero ácido impregna la capa de desecho, desmineraliza el esmalte intacto y la dentina e imprima sus superficies al mismo tiempo.⁽⁶¹⁾ Los monómeros ácidos comúnmente utilizados son: Fenil-P, 4-MET, 10-MDP, ester fosfórico de metacrilato, ester fosfórico más ácido polialquénico y ácido aminosalicílico, que fueron descrito anteriormente.⁽¹⁸⁾

4.2.2. Tipo de Solvente

Uno de los factores más importante que influye en la manipulación de los Sistemas Adhesivos es el solvente presente en su composición, ya que este representa el vehículo que necesitan los monómeros hidrófilos para poder infiltrar la dentina húmeda. Una vez que el imprimador infiltró la matriz colágena, el solvente es eliminado por evaporación. Los adhesivos existentes poseen solventes como acetona, alcohol o agua o bien la combinación de acetona-agua o alcohol-agua. La realidad basada en la evidencia indica que existe una superficie dentinaria ideal para cada Sistema Adhesivo dependiente del vehículo existente en ellos.⁽¹⁵⁾

La acetona puede sufrir distintos grados de evaporación en las diferentes maniobras previas y posteriores a su aplicación, impidiendo la adecuada infiltración de los monómeros hidrófilos-hidrófugos, pudiendo aumentar la deshidratación de la dentina. Cuando el solvente es agua, su eliminación por evaporación es más difícil dado su carácter menos volátil, que cuando se utiliza alcohol o acetona, sin embargo, el agua facilitaría la adhesión en dentina deshidratada. Estos inconvenientes disminuyen cuando se utilizan como solventes a los alcoholes (etanol, etilenglicol o

metanol), que su comportamiento no sería tan crítico con la presencia o ausencia de humedad en la dentina.⁽⁶²⁾

Reis⁽⁶³⁾ *et al* en el 2004, realizaron un estudio para determinar los efectos de los distintos grados de humedad de la superficie en la durabilidad de la resistencia adhesiva de tres sistemas adhesivos con diferentes tipos de solventes.

Los resultados confirman que los adhesivos actuales de grabado total necesitan una dentina húmeda para el proceso adhesivo. Sin embargo, la cantidad de agua necesaria para maximizar la resistencia adhesiva es diferente entre los diferentes materiales probados (Single Bond[®], 3M; One-Step[®], Bisco; Syntac Single Component[®], Vivadent).⁽⁶³⁾

Mientras que los adhesivos a base de acetona (One-Step[®], Bisco) requieren una superficie húmeda (2,5-4,0 µl de agua), los sistemas adhesivos a base de agua (Syntac Single Component[®], Vivadent) logran alta resistencia adhesiva en una superficie seca (2,5 µl de agua). Incluso cuando la dentina fue secada extensamente por 30 segundos antes de la adhesión, la resistencia adhesiva obtenida con el sistema adhesivo a base de

agua no fue significativamente más baja que cuando la superficie fue rehidratada con 2,5 µl de agua.⁽⁶³⁾

La acetona y los monómeros resinosos no son capaces de expandir la malla colágena de dentina desecada, es probable que por esa razón cuando se uso el adhesivo a base de acetona en este estudio, no pudo producir altos valores de resistencia adhesiva cuando fue aplicado a dentina seca (0 µl de agua).⁽⁶³⁾

Sin embargo, cuando la dentina desecada fue rehidratada con agua (4,0 µl de agua), los valores de adhesión con el sistema a base de acetona se incrementaron progresivamente hasta obtener el máximo valor de resistencia adhesiva. Por otro lado, cuando la dentina es rehidratada con 4 µl de agua la resistencia adhesiva para los sistemas a base de agua y alcohol disminuyen significativamente pero no para el sistema a base de acetona. Esto indica que el exceso de agua es más perjudicial para los sistemas adhesivos a base de agua o alcohol que para los de acetona.⁽⁶³⁾

Hashimoto⁽⁶⁴⁾ *et al* en 2002, demostraron que la proporción de infiltración de la resina adhesiva en la capa híbrida para los sistemas adhesivos a base de acetona se reduce en un

50% aproximadamente cuando es aplicada en dentina seca en vez de húmeda.

4.2.3. Hidrólisis de la Capa Híbrida

El agua desempeña un papel fundamental en la obtención de adhesión, pero al mismo tiempo establece las condiciones que determinan los mecanismos de degradación de la interfase adhesiva.⁽⁴⁾

La pigmentación marginal, la sensibilidad postoperatoria y la caries recurrente son las consecuencias más frecuentes de la penetración de fluidos a lo largo de las paredes de la cavidad hacia la pulpa, esto se da en presencia de espacios microscópicos entre la cavidad y la restauración, siendo estos espacios un medio para la microfiltración, que va en detrimento de la longevidad de la restauración.⁽⁶⁵⁾

Sano⁽⁶⁵⁾ *et al* en 1994, sugirieron la existencia de una vía de filtración a través de una zona porosa en la interfase de la capa híbrida en ausencia de brechas marginales. Esto se demostró mediante la exposición de la restauración al nitrato de plata y su visualización a través del microscopio electrónico de barrido. Se pudo observar que la plata había penetrado en un

espacio micrométrico debajo de la superficie de dentina adherida, en la base de la capa híbrida que no había sido infiltrada completamente por el Sistema Adhesivo o que no había tenido una completa polimerización.

Posteriormente, otro estudio de Sano,⁽⁶⁶⁾ en 1995, confirma la presencia de espacios submicrométricos (de 20 a 100 nm) en la base de la capa híbrida que puede permitir la penetración del agua. Este tipo de filtración que ocurre dentro de la capa híbrida en ausencia de brechas marginales fue denominada Nanofiltración.

La difusión y polimerización de los Sistemas Adhesivos a través de la dentina desmineralizada tiene una importancia crucial para la el logro de una fuerte adhesión. Sin embargo, puede ser difícil difundir el agente adhesivo a través de la dentina desmineralizada debido a la presencia de agua alrededor de las fibras colágenas, la profundidad de la zona desmineralizada y la distribución poco uniforme de los monómeros.⁽⁶⁶⁾

Aunque se mostró que la Nanofiltración ocurre a lo largo de la capa híbrida, la relevancia clínica de la Nanofiltración no

esta clara todavía. Los espacios son muy pequeños para permitir la penetración de bacterias, pero pudieran ser suficientemente grandes para la entrada de enzimas. La Nanofiltración reveló la localización del defecto de la interfase resina-dentina y puede ser la vía para la degradación de esta interfase adhesiva durante el tiempo.⁽⁶⁷⁾

La interpretación original de la Nanofiltración fue que las partículas de plata ocupaban espacios de tamaño nanométricos alrededor de las fibras de colágeno donde había fallado la infiltración del agente adhesivo, o donde había agua residual que el agente adhesivo no pudo desplazar.⁽⁶⁵⁾ Posteriormente, se demostró que el agua podía pasar desde la dentina alrededor de las proyecciones de resina, para formar canales llenos de agua que se proyectan desde la capa híbrida dentro del agente adhesivo.⁽⁶⁸⁾

Tay⁽⁶⁸⁾ *et al* en el 2003 mostraron diferentes tipos de Nanofiltración: la forma *reticular* y la del tipo de *lunares*, que ocurría en especímenes que eran almacenados *in vitro*. Cuando estos canales rellenos de agua eran teñidos por la plata, se observaban frecuentemente como árboles microscópicos. Estos

fueron llamados “árboles de agua” (Gráfico 16) y sugieren que pueden actuar como un sitio potencial para la degradación hidrolítica de la interfase adhesiva resina-dentina.

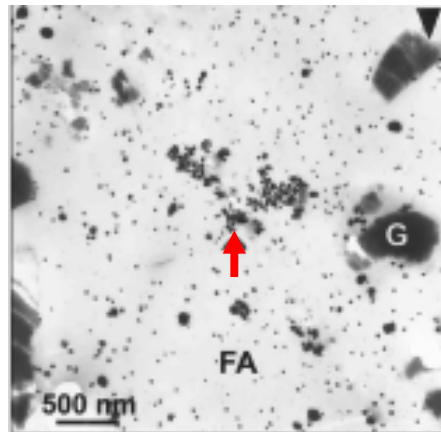


Gráfico 16. “Árboles de agua” evidenciados a los 12 meses de almacenamiento en saliva artificial. Tomado de Tay et al, 2003.

El mecanismo exacto responsable de la degradación de la capa híbrida no está claro. Sin embargo, Sano⁽⁶⁷⁾ en 2006 señala que la biodegradación de la capa híbrida rodea una serie de eventos en cascada *in vivo*. La primera etapa de la biodegradación comienza cuando la dentina es acondicionada con ácido para remover el barro dentinario, exponiendo la matriz de fibras colágenas para la formación de la capa híbrida. La segunda etapa incluye la extracción de la resina que se infiltró

en la matriz colágena por medio de los canales rellenos de agua de tamaños nanométricos creando vacíos dentro de la capa híbrida. La tercera etapa involucra la degradación de las fibras colágenas expuestas por enzimas.

4.3. Factores Inherentes al Operador

4.3.1. Manejo del Campo Operatorio

La mayoría de las maniobras en Odontología Restauradora deben realizarse en un campo operatorio aséptico y seco, dado que la boca recibe constantemente las secreciones de las glándulas salivales y en la saliva se encuentra gran cantidad de microorganismos. Tanto la humedad de la cavidad bucal como el agua contenida en la saliva interfieren en la adhesión de los materiales restauradores con los tejidos dentales.⁽¹⁵⁾

Varios estudios han sugerido que el éxito clínico de la adhesión de resinas compuestas al esmalte se pone en peligro por la presencia de los fluidos orales. Se ha registrado una reducción del 50% en la resistencia adhesiva de las resinas compuestas cuando son adheridas directamente a la superficie

de esmalte ya acondicionado que ha sido contaminado con saliva.⁽⁶⁹⁾

Jonhson⁽⁷⁰⁾ *et al* en 1994, midieron en dentina el efecto de la contaminación por saliva en dos sistemas adhesivos (All-Bond 2[®], BISCO y Scotchbond Multi-Purpose[®], 3M/ESPE) en distintos momentos de la aplicación clínica.

Los resultados indicaron que la contaminación con saliva en las distintas etapas de la aplicación de los dos Sistemas Adhesivos (All-Bond 2[®], BISCO y Scotchbond Multi-Purpose[®], 3M/ESPE) no mostraron diferencias significativas en cuanto a la resistencia adhesiva con respecto al grupo que no estaba contaminado. Por lo tanto, estos resultados sugieren que los nuevos sistemas adhesivos pueden proveer cierto grado de adhesión en presencia de saliva, sin embargo, estos resultados deben corroborarse con nuevos estudios e investigaciones *in vivo*.⁽⁷⁰⁾

No se han encontrado evidencias que sugieran una diferencia en cuanto a la resistencia adhesiva entre la Dentina contaminada con saliva antes o después de la aplicación de Sistemas Adhesivos Autoacondicionantes. Sin embargo, cuando

el esmalte se contamina con saliva muestra una disminución significativa en la resistencia adhesiva comparada con el esmalte no contaminado cuando se utilizan Sistemas Adhesivos Autoacondicionadores. Si bien la resistencia adhesiva a la dentina no se ve alterada significativamente cuando se contamina con saliva, lo que si no esta claro todavía es la integridad a largo plazo de la capa híbrida de esta dentina contaminada y se desconoce su durabilidad.⁽⁷¹⁾

Otro contaminante que hay que tomar en cuenta es la sangre, cuando la contaminación con sangre se produce antes de exponer las fibras colágenas con el acondicionamiento ácido o la aplicación de un sistema autoacondicionante, esta no va a influenciar la resistencia adhesiva, siempre y cuando se lave la superficie con abundante agua antes de la aplicación del ácido fosfórico o del Sistema Adhesivo Autoacondicionante.⁽⁷²⁾

Cuando la contaminación con sangre ocurre en la superficie dentinaria luego de exponer las fibras colágenas, la resistencia adhesiva disminuye. Sin embargo, cuando esta contaminación de las fibras colágenas con sangre va seguida de la aplicación de hipoclorito de sodio al 10%, la resistencia adhesiva no se afecta.⁽⁷²⁾

Con la utilización de imprimadores autoacondicionantes también se ve afectada la adhesión si la superficie se contamina con sangre después de su aplicación, esta resistencia adhesiva puede ser restaurada si se lava abundantemente la superficie con agua, se seca y se aplica otra capa del imprimador autoacondicionante.⁽⁷²⁾

En 1991, Barghi⁽⁷³⁾ *et al* realizaron un estudio donde evaluaban y comparaban la fuerza adhesiva de las resinas compuestas al esmalte acondicionado utilizando aislamiento absoluto y aislamiento relativo. Este estudio fue realizado *in vivo* en dientes que estaban indicados para exodoncias.

Los métodos utilizados para controlar la humedad fueron: a) aislamiento absoluto mediante el uso de dique de goma y b) aislamiento relativo mediante el uso de rollos de algodón y eyector de saliva. Luego de las extracciones los especímenes fueron sometidos a pruebas de fuerza adhesiva. Mediante los resultados obtenidos se pudo concluir que con la utilización del dique de goma como método de aislamiento para el control de la humedad se obtienen valores de fuerza adhesiva significativamente más altos ($18,8 \pm 4,9$ MPa) que con el método de aislamiento con rollos de algodón ($14,4 \pm 4,7$ MPa).⁽⁷³⁾

Los resultados *in vivo* de este estudio demuestran que la contaminación del esmalte acondicionado con saliva afecta la adhesión de las resinas compuestas al esmalte. El dique de goma es el medio más predecible para controlar la humedad en los procedimientos adhesivos, ya que los valores de adhesión son significativamente más bajos cuando se realiza el procedimiento Adhesivo con rollos de algodón como método de aislamiento.⁽⁷³⁾

4.3.2. Humedad de los sustratos

El mantenimiento de una superficie dentinaria húmeda es esencial para la correcta adhesión de los sistemas adhesivos modernos que se caracterizan por ser altamente hidrófilos. La desecación de la dentina acondicionada puede causar el colapso de la red de colágeno expuesta sin soporte, evitando así una adecuada humectación e infiltración del Sistema Adhesivo.⁽⁷⁾

Dado que el esmalte y la dentina son parte de la estructura dental y están en íntimo contacto, es difícil para el clínico mantener el esmalte seco y la dentina húmeda al mismo tiempo.⁽⁷⁴⁾

Un estudio realizado por Chuang⁽⁷⁵⁾ *et al* en 2006, donde investigaron la influencia de la humedad del esmalte y su efecto en la resistencia adhesiva mediante la aplicación de varios Sistemas Adhesivos. Se prepararon 5 grupos de dientes (terceros molares) a los cuales se les aplicó dos Sistemas Adhesivos de grabado total (Single Bond[®], 3M y Prime & Bond NT[®], Dentsply) en condiciones húmedas y secas, y un Sistema Adhesivo Autoacondicionador manteniendo sin desecar el esmalte (Clearfil SE Bond[®], Kuraray). La sensibilidad a la humedad de los Sistemas Adhesivos se evaluó basándose en la resistencia adhesiva.

Los resultados revelaron que no hay diferencia significativa en la resistencia adhesiva entre los diferentes grupos y confirma que el uso tanto de Sistemas Adhesivos de grabado total a base de etanol como de acetona en esmalte húmedo y seco, genera una resistencia adhesiva adecuada mayor a los 25 MPa. Sin embargo, los dientes donde se utilizó el Sistema Adhesivo Autoacondicionador (sin desecar el sustrato), mostraron menores valores de resistencia adhesiva y mayores valores de fallas en la interfase adhesivo-esmalte que los otros grupos.⁽⁷⁵⁾

Los autores concluyeron que el Sistema Adhesivo Autoacondicionador (Clearfil SE Bond[®], Kuraray) tiene una baja resistencia adhesiva al esmalte no desecado en comparación con los otros Sistemas Adhesivos de grabado total (Single Bond[®], 3M y Prime & Bond NT[®], Dentsply).⁽⁷⁵⁾

La red de colágeno desmineralizada debe mantenerse porosa para que los monómeros adhesivos puedan impregnarla. Después del acondicionamiento ácido y lavado, los espacios interfibrilares quedan llenos de agua, al realizar el secado de la dentina con chorros de aire, ocurrirá la evaporación del agua que sostiene las fibras colágenas, lo que resulta en el colapso de la red fibrilar. En esta situación, las porosidades ya no existen y es imposible conseguir la penetración completa del agente adhesivo en toda la extensión del tejido desmineralizado. Por ello, es necesario mantener el sustrato dentinario húmedo.⁽¹⁸⁾

Pero paradójicamente, cuando esta humedad es excesiva puede llevar a un deterioro de toda la interfase dentina-adhesivo. En presencia de humedad excesiva, las gotas de agua en la superficie propician la separación de los componentes del imprimador, resultando la presencia de espacios vacíos en el

interior de la capa de adhesivo. Aunque el exceso de agua no impide la formación de la capa híbrida, si puede presentarse una falta de sellado de los túbulos dentinarios por no formarse las prolongaciones de resina en estos lugares.⁽⁷⁶⁾

Según Nakajima⁽⁷⁷⁾ *et al*, las investigaciones demuestran la superioridad de la Adhesión Húmeda sobre la seca en dentina normal, pero no está claro todavía si esta técnica adhesiva es también superior en dentina afectada por caries.

Debido a la interrogante antes mencionada, Nakajima⁽⁷⁷⁾ *et al* en 1999, estudiaron la resistencia Adhesiva de Scotchbond Multi-Purpose Plus[®] (3M ESPE) en dentina sana y dentina afectada por caries, en condiciones húmedas y secas. Se pudo evidenciar que Scotchbond Multi-Purpose Plus[®] tuvo la mitad de la fuerza adhesiva (21 ± 10 MPa) cuando se aplicó en dentina normal seca, obteniendo valores más altos cuando se utilizó en dentina normal húmeda (42 ± 9 MPa). Sin embargo, no hubo diferencia significativa entre la Adhesión a dentina normal o afectada por caries cuando se utilizó la técnica de Adhesión Húmeda (42 ± 9 vs 48 ± 4 MPa, respectivamente). Por lo que

concluyeron que los beneficios de la Adhesión Húmeda se extienden hasta la dentina afectada por caries.

Se pueden utilizar varios métodos para eliminar el exceso de humedad de la dentina y el esmalte, siendo preferible la utilización de la técnica de absorción por medio de bolitas de algodón, papel absorbente o esponjas absorbentes.⁽¹⁸⁾

Pereira⁽⁷⁸⁾ *et al* en 2001, realizaron una comparación de los métodos para remover el excedente de agua durante la técnica de adhesión húmeda. Después del acondicionamiento con ácido fosfórico al 35% y el lavado, se utilizaron siete métodos para eliminar el exceso de agua: 30 segundos con aire a presión, 5 segundos con aire a presión, bolitas de algodón secas, bolitas de algodón húmedas, brochas microaplicadoras (*microbrush*) y papel absorbente, y un último grupo donde no se realizó tratamiento para eliminar la humedad.

El valor más alto de fuerza adhesiva (23,2MPa) se obtuvo cuando se aplicó Prime & Bond 2.1[®] (solvente acetona) sobre la dentina tratada con bolitas de algodón húmedas. Este método de secado deja la dentina visiblemente húmeda. Se puede especular que el agua que ocupa los espacios interfibrilares de la dentina

intertubular es la responsable de mantener la red colágena expandida, preservando las porosidades necesarias para ser infiltrada por el Sistema Adhesivo. La acetona presente en el imprimador interactúa con el agua, dicha interacción promueve la evaporación del agua y hace que el imprimador y el agente Adhesivo se propague, penetre y adapte dentro de los espacios interfibrilares abiertos.⁽⁷⁸⁾

Los resultados mostrados anteriormente no tienen una diferencia significativa en el caso donde se obtiene la adhesión cuando el Sistema Adhesivo es aplicado en la dentina secada con aire a presión por 5 segundos (21,3 MPa). Esta disminución en la fuerza adhesiva probablemente se deba a un ligero sobre secado de la superficie, pudiendo causar un colapso de las fibras colágenas. Los valores más bajos de adhesión se obtuvieron cuando el Sistema Adhesivo fue aplicado sobre la dentina con exceso de humedad (2 a 3 MPa).⁽⁷⁸⁾

Se han reportado diferentes estrategias para rehumedecer la malla de colágeno colapsada por un secado excesivo, como puede ser la utilización de un Sistema Adhesivo que contenga agua en su composición, rehumedecer la superficie con bolitas de algodón que impregnadas con agua o la aplicación de una

solución que contenga 35% HEMA para promover una efectiva reapertura de los espacios interfibrilares.⁽⁷⁹⁾

5. ESTADO ACTUAL DE LOS SISTEMAS ADHESIVOS

La reciente introducción de los Sistemas Adhesivos Autoacondicionadores permitió la simplificación de los procedimientos restauradores, ahorrando tiempo y eliminando la aplicación de grabado ácido antes de su aplicación. Sin embargo, los Sistemas Adhesivos Autoacondicionadores han sido cuestionados en cuanto a su habilidad para establecer una correcta hibridación con los tejidos dentarios y asegurar su longevidad e integridad marginal.⁽⁸⁰⁾

Debido a que los Sistemas Adhesivos Autoacondicionadores no proporcionan un grabado adecuado y uniforme sobre algunos tipos de barro dentinario, se ha planteado la posibilidad de incrementar el tiempo de aplicación para lograr que el adhesivo acondicione el sustrato en presencia de barro dentinario denso o grueso.⁽⁸⁰⁾

Sundfeld⁽⁸⁰⁾ *et al* en 2005, emplearon el microscopio óptico para medir el grosor de la capa híbrida y la formación de prolongaciones de resina (*tags*) con un Sistema Adhesivo

Autoacondicionador fuerte (Adper Prompt L-Pop[®], 3M/ESPE). Los especímenes se dividieron en cuatro grupos: Grupo 1: se realizó grabado previo de la superficie con ácido fosfórico al 34% y se aplicó el Sistema Adhesivo durante 15 segundos, Grupo 2: se aplicaron dos capas del Sistema Adhesivo y se frotó delicadamente durante 15 segundos, Grupo 3 y 4: se aplicaron igualmente dos capas de adhesivo pero se extendió el tiempo de aplicación por 30 y 45 segundos respectivamente.

Con respecto al factor de la formación de la capa híbrida, los resultados indicaron que no hubo diferencia significativa entre los cuatro grupos. Sin embargo, la capa híbrida fue significativamente más gruesa en el grupo 1 (acondicionamiento ácido previo), presentando un espesor promedio de 6,32 μm . No obstante, no hubo diferencia significativa entre los tres grupos restantes (15, 30 y 45 segundos de aplicación) presentando un grosor promedio de capa híbrida de 3,13, 3,37 y 3,72 μm respectivamente. En relación con la formación de prolongaciones de resina no hubo diferencia significativa entre los cuatro grupos.⁽⁸⁰⁾

Los resultados obtenidos en el grupo 1 donde se obtuvo el mayor grosor de capa híbrida (6,32 μm) probablemente sea

debido al efecto del grabado ácido previo que disolvió el barro dentinario, facilitando al Sistema Adhesivo Autoacondicionador el acceso hacia la dentina. Los autores pudieron concluir que el incremento en el tiempo de aplicación de Adper Prompt L-Pop[®] (3M/ESPE) no influencia la formación y el grosor de la capa híbrida al igual que la formación de las prolongaciones de resina.⁽⁸⁰⁾

Un estudio de Tay⁽⁸²⁾ *et al* en 2000, muestra resultados similares, donde los autores concluyen que la formación de la capa híbrida ocurre independientemente del espesor o presencia de barro dentinario y que esta capa híbrida puede funcionar bajo cargas sin presentar separación de la estructura dental.

Los Sistemas Adhesivos Autoacondicionadores acostumbran formar una capa híbrida delgada (1 μm de espesor promedio) en comparación con la típica capa híbrida formada por los Sistemas Adhesivos de grabado total (4 a 5 μm), (Gráfico 17). Los autores afirman que este delgado espesor no afecta los valores de fuerza adhesiva a dentina de los Sistemas Adhesivos Autoacondicionadores. Sin embargo, son requeridos estudios longitudinales donde se evalúe la durabilidad adhesiva de esta capa híbrida.^(82,83)

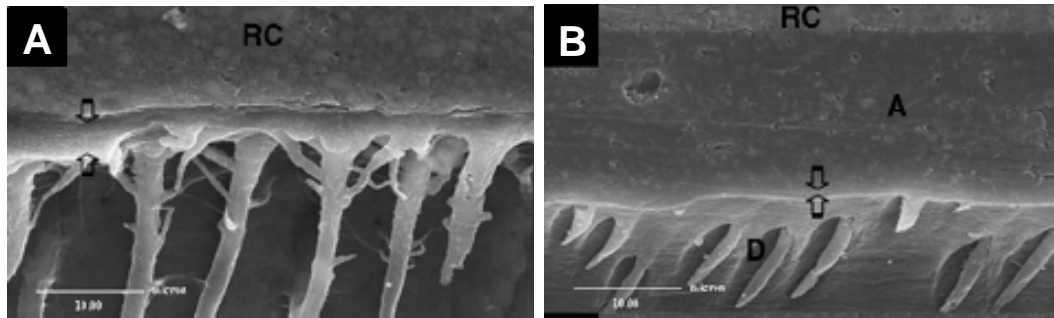


Gráfico 17. Capa híbrida obtenida con un Sistema Adhesivo de grabado total (A) y con un Sistema Adhesivo Autoacondicionador (B). Tomado de Sundfeld et al, 2005.

La mayoría de los Sistemas Adhesivos contemporáneos que se encuentran en el mercado muestran una resistencia adhesiva alta inmediatamente después de ser polimerizados. Sin embargo, la longevidad de esta interfase adhesiva es una de las áreas de interés en la actualidad en cuanto a Odontología Adhesiva se refiere.⁽⁸⁰⁾

Hoy en día se sabe que la capa de adhesivo-dentina creada por los Sistemas Adhesivos hidrófilos contemporáneos se degrada en el tiempo. Para los Sistemas Adhesivos que utilizan grabado total, la disminución de la difusión de los monómeros adhesivos dentro de la dentina acondicionada, resulta en una zona de incompleta infiltración a lo largo de la capa híbrida, dejando fibras colágenas sin ser infiltradas.⁽⁸⁷⁾ Estas zonas corresponden a los sitios donde se producen los diferentes tipos de nanofiltración en la capa híbrida.⁽⁶⁸⁾

En el caso de los Sistemas Adhesivos Autoacondicionadores, también se observa la infiltración incompleta del agente adhesivo, con presencia de nanofiltración en la capa híbrida, a pesar de la habilidad de estos Sistemas Adhesivos de grabar e imprimir la dentina simultáneamente, esto puede ser atribuido a la incompleta remoción del agua que está asociada a las características hidrófilas de los monómeros que están presentes en su composición.^(66,86)

De Munck⁽⁸⁴⁾ *et al* en 2003, han señalado que las Metaloproteinasas tienen la capacidad de disminuir la matriz colágena de la dentina, esto tiene una gran implicación en cuanto a las técnicas adhesivas se refiere.

La dentina mineralizada contiene enzimas colagenolíticas y gelatinolíticas, las cuales presentan actividades enzimáticas que se piensan son derivadas de la matriz de metaloproteinasas. Si bien el ácido fosfórico usado para remover el barro dentinario y exponer las fibras colágenas disminuye la actividad colagenolítica (probablemente por una desnaturalización parcial de las enzimas), alguna actividad residual enzimática queda.⁽⁸⁵⁾

Las Metaloproteinasas pertenecen a la familia de las enzimas proteolíticas dependientes del fósforo y el zinc, son capaces de degradar la matriz orgánica de la dentina después de su desmineralización. Las enzimas gelatinolíticas están presente tanto en la matriz de dentina intacta como en la dentina cariada.⁽⁸⁵⁾

Pashley⁽⁸⁵⁾ *et al* en 2004, realizaron un estudio para determinar si la matriz de dentina grabada con ácido podía ser degradada por las enzimas proteolíticas derivadas de la dentina, en ausencia de colonización bacteriana durante el tiempo. Ellos presentan la hipótesis de que la degradación de las fibras colágenas ocurre en ausencia de bacterias.

Fueron preparados especímenes de dentina humana parcialmente desmineralizados que se almacenaron en saliva artificial. El grupo control fue almacenado en saliva artificial pero que contenía inhibidores de enzimas proteolíticas o aceite mineral. Fueron almacenados por 24 horas, 90 y 250 días para examinar la extensión de la degradación de la matriz de dentina parcialmente desmineralizada.⁽⁸⁵⁾

En el grupo control a las 24 horas, 90 y 250 días se pudo observar 5 a 6 μm de espesor de la capa de dentina parcialmente desmineralizada, conteniendo bandas de fibras colágenas. Mientras que en el grupo de especímenes experimentales la matriz de dentina fue destruida casi completamente a los 250 días. Según la hipótesis del estudio señalado la degradación colágena ocurre en el tiempo, por medio de un derivado de matriz de las metaloproteinasas que es liberado lentamente en el transcurso el tiempo. Por otro lado, se ha observado que la actividad colagenolítica de estas enzimas puede ser inhibida por clorhexidina al 0,2%.⁽⁸⁵⁾

A propósito, Hebling⁽⁸⁶⁾ *et al* en 2005, investigaron acerca de la disminución de la degradación clínica de la capa híbrida con el uso de Clorhexidina al 2%. El estudio fue realizado *in vivo* en primeros molares temporales, que al erupcionar el diente permanente los primeros eran extraídos para realizar el estudio.

Presentaron un grupo control en el que se realizó el grabado con ácido fosfórico durante 15 segundos, se colocó el Sistema Adhesivo Single Bond[®] (3M) utilizando la técnica de adhesión húmeda, posteriormente se restauraron los dientes con resina compuesta realizando la técnica incremental. En el grupo

experimental se realizaba el mismo procedimiento con la excepción que después de realizar el grabado ácido se aplicó generosamente gluconato de clorhexidina al 2% durante 30 segundos (Cavity Cleanser[®], Bisco), se secó con aire y luego se procedió con la técnica adhesiva y la restauración con la resina compuesta.⁽⁸⁶⁾

Luego de seis meses de función intraoral los dientes fueron extraídos y procesados por el microscopio electrónico. La capa híbrida de los dientes tratados con clorhexidina mostró una integridad estructural normal de la red de colágeno. Mientras que en el grupo control (no tratado con clorhexidina), se observó una capa híbrida alterada, con una progresiva desintegración de la red fibrilar de colágeno (Gráfico 18). Por lo que este estudio concluyó que la autodestrucción de la matriz de colágeno ocurre rápidamente en la dentina infiltrada por el Agente Adhesivo *in vivo*, pero esto puede ser detenido con el uso de la clorhexidina como inhibidor de las metaloproteinasas.⁽⁸⁶⁾

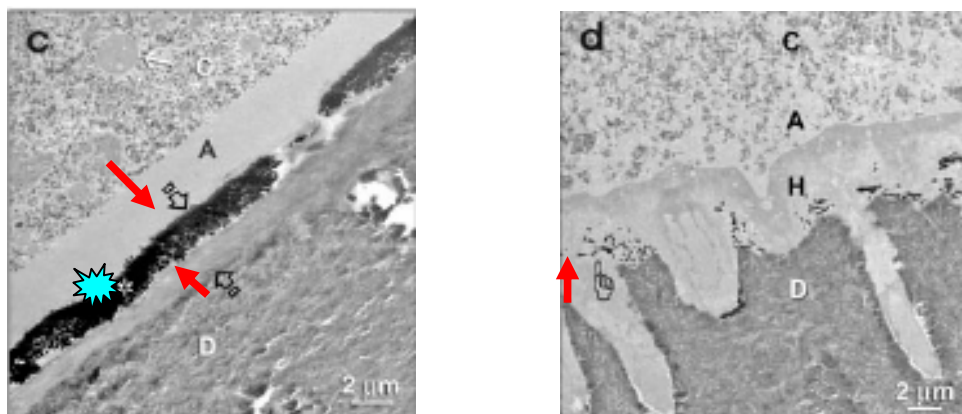


Gráfico 18. c: Capa híbrida completamente impregnada con depósitos de plata (grupo control). d: corte de la misma sección pero del grupo experimental donde solo se observa pequeños depósitos de plata aislados y no se evidencia degradación de la capa híbrida. Tomado de Hebling et al, 2005.

Es inquietante que el deterioro clínico observado en la Capa Híbrida ocurra rápidamente *in vivo*, en ausencia de signos y síntomas clínicos. Heblin⁽⁸⁶⁾ et al señalan que la razón para esta rápida degradación comparada con los estudios *in vitro* puede deberse a que la adhesión se lleva a cabo en dentina afectada por caries, esta dentina muestra aumentada la actividad colagenolítica en comparación con la dentina intacta, la velocidad de la degradación puede ser parcialmente causada por el incremento de la actividad de las metaloproteinasas de la dentina afectada por caries.

Carrilho⁽⁸⁷⁾ et al, en 2007 llegaron a conclusiones similares a las mencionadas anteriormente, ellos realizaron un

estudio donde se evaluó el efecto de inhibidores externos de metaloproteinasas y el efecto del uso de la clorhexidina al 2% como inhibidor de la degradación de la capa híbrida. Los especímenes preparados fueron observados al microscopio electrónico de barrido inmediatamente después del procedimiento adhesivo y a los seis meses, estos estuvieron almacenados en saliva artificial con inhibidores externos de metaloproteinasas y otro grupo sin ellos. Los resultados indicaron que el almacenamiento con los inhibidores externos de metaloproteinasas no tienen ningún efecto. Sin embargo, el uso de la clorhexidina al 2% reduce significativamente la degradación de la capa híbrida a los seis meses.

Sin embargo, es necesario seguir con investigaciones a largo plazo que confirmen los estudios mencionados anteriormente donde la intervención de las metaloproteinasas juega un papel importante en la degradación de la capa híbrida y se corrobore el efecto inhibidor de la clorhexidina al 2% sobre este proceso.^(85,86)

Con la introducción de los Sistemas Adhesivos Autoacondicionadores surge el problema de la incompatibilidad entre estos Sistemas y las resinas compuestas o cementos

resinosos de curado dual o químico. Estos materiales de restauración tienen importantes aplicaciones en la odontología restauradora contemporánea, como la reconstrucción de muñones, cementación de restauraciones indirectas y postes intrarradiculares.⁽⁸⁸⁾

Tay⁽⁸⁸⁾ *et al* en 2003, afirmaron que el principal problema de incompatibilidad presentado entre estos materiales es la disminución de la fuerza adhesiva resultando en la pérdida de cementación de las restauraciones. Esta incompatibilidad es atribuida a la interacción adversa entre el núcleo de aminas terciarias encargadas del proceso de autocurado de las resinas compuestas y el monómero ácido no polimerizado presente en la capa inhibida de oxígeno de los Sistemas Adhesivos Autoacondicionadores.

La transferencia de cargas que son formadas entre el monómero ácido del Sistema Adhesivo y las aminas terciarias encargadas de la polimerización de la resina compuesta, impiden la posterior participación en la reacción de oxido-reducción, impidiendo la formación de radicales libres, resultando en una incompleta polimerización de la resina de curado químico.⁽⁸⁸⁾

III. DISCUSIÓN

Los Sistemas Adhesivos para esmalte y dentina constituyen la forma más eficaz de unir estas estructuras con los materiales restauradores. Su función se da a través de la imprimación del tejido y la aplicación de un agente adhesivo, aplicados juntos o por separado, sobre un sustrato dentario previamente activado a través del acondicionamiento con un ácido en alta concentración o por la aplicación de Sistemas Adhesivos Autoacondicionadores que contienen monómeros ácidos, formando una capa de unión adhesiva entre el sustrato dentinario y el material de restauración.⁽⁶²⁾

Durante las tres últimas décadas, los clínicos han estado enfrentándose a continuos avances en cuanto a materiales Adhesivos se refiere. Esto comenzó a mediados de los años 60, con la aparición de la primera resina compuesta para restauraciones, siguiendo en los 70 con la introducción de la técnica de grabado ácido en la práctica dental. Desde entonces, se han obtenido muchos progresos en el desarrollo de las más refinadas y diversas resinas compuestas para restauración y de Sistemas Adhesivos que garanticen una óptima adhesión al sustrato dental.⁽³³⁾

Debido a la aparición tan rápida y abundante de los Sistemas Adhesivos, comúnmente se han clasificado basándose en la cronología de aparición y en el tiempo en que estos han entrado en el mercado odontológico. Se conocen entre 5 a 7 generaciones. Sin embargo, esta clasificación en generaciones carece de un soporte científico y no permite que los Sistemas Adhesivos sean clasificados con un criterio objetivo. Por lo tanto, la clasificación de los Sistemas Adhesivos debe ser presentada con base en el número de etapas en la aplicación clínica, o más importante aún, en como interactúan con el sustrato dental.^(32,33)

El mayor defecto de los Sistemas Adhesivos Contemporáneos es su limitada durabilidad *in vivo*.⁽²⁵⁾ Las razones más citadas de fallas de las restauraciones adhesivas son la pérdida de retención del material restaurador y de la adaptación marginal.⁽³³⁾

La interfase resina-diente que ha sido creada con los Sistemas Adhesivos hidrófilos actuales se deteriora con el paso del tiempo. Con los Sistemas Adhesivos que utilizan grabado total es más difícil lograr que la malla colágena que ha sido expuesta sea infiltrada en su totalidad por los monómeros,

quedando fibras sin ser reforzadas propensas a la degradación.⁽⁸¹⁾

Como una alternativa para corregir estos problemas mencionados se crean los Sistemas Adhesivos Autoacondicionadores, su principal ventaja es que contienen monómeros ácidos que simultáneamente acondicionan e impriman la superficie evitando así desmineralizar más dentina de la que puede ser infiltrada por el imprimador, reduciendo también los pasos clínicos y por lo tanto el margen de error por parte del clínico.⁽³³⁾

Sin embargo, la hidrólisis de la capa híbrida se siguió produciendo, los investigadores se lo atribuyen a la acción colagenolítica de la matriz de metaloproteinasas presentes en la dentina, por lo que se realizaron investigaciones orientadas a solucionar este problema. Los resultados de estos estudios evidencian que la utilización de gluconato de clorhexidina al 2% puede inhibir la acción de las metaloproteinasas, evitando la degradación de la capa híbrida en el tiempo.^(85,86)

Los valores de adhesión que brindan los Sistemas Adhesivos Autoacondicionadores en esmalte son menores (19,2

MPa) que los valores obtenidos con los Sistemas Adhesivos de grabado total (25,3 MPa). Se ha observado que la penetración del agente adhesivo en el esmalte con los Sistemas Adhesivos Autoacondicionadores es sustancialmente menor que con los Sistemas de grabado total.⁽⁸⁹⁾

Existe una diferencia significativa entre los espesores de la capa híbrida de los Sistemas Adhesivos Autoacondicionadores y los de grabado total. Generalmente en los primeros se forma una capa híbrida de menor espesor (1µm aproximadamente), a pesar de ser bastante delgada en comparación con la capa híbrida obtenida con los Sistemas Adhesivos de grabado total (4 a 6µm), se sabe que esta diferencia no va a influir en los valores de adhesión de dichos sistemas.^(81,82)

Debido a la limitada cantidad de estudios *in vivo* e *in vitro* sobre los recientes Sistemas Adhesivos Autoacondicionadores, es imposible evaluar en el tiempo la efectividad y calidad adhesiva de estos Sistemas, por lo que es necesario hacer más investigaciones que validen sus beneficios.⁽³³⁾

IV. CONCLUSIONES

1. La adhesión a la estructura dental está ampliamente influenciada por el conocimiento de las características morfológicas, estructurales y la composición de los sustratos involucrados en ella.

2. La mayoría de los adhesivos dentales son sistemas que comprenden tres componentes aplicados separadamente, o en otros casos de manera combinada en un solo paso. Estos componentes son el acondicionador, el imprimador y el agente adhesivo o de enlace y en algunos sistemas se pueden encontrar otros componentes como partículas de relleno, fluoruros y sustancias antimicrobianas.

3. Tratando de minimizar los errores en la aplicación clínica de los Sistemas Adhesivos de varios pasos se desarrollaron los Sistemas Adhesivos Autoacondicionadores, basándose en sustancias que no se lavan y son capaces de actuar simultáneamente como acondicionadores y como imprimadores del esmalte y la dentina.

4. La conocida clasificación de los Sistemas Adhesivos por generaciones responde más a una estrategia creada por las

casas comerciales y no contribuye a la selección del Sistema Adhesivo de acuerdo para cada situación clínica, además de carecer de algún basamento científico. Por lo tanto, la clasificación de los Sistemas Adhesivos debe ser presentada con base en el número de etapas en la aplicación clínica, o más importante aún, en como interactúan con el sustrato dental.

5. La dentina es un sustrato dinámico, y sus características morfológicas y funcionales determinan la calidad de la adhesión obtenida con los agentes adhesivos. La dentina afectada por caries y la dentina profunda son consideradas como sustratos desfavorables para la adhesión. La resistencia adhesiva a la dentina afectada por caries en dientes permanentes es menor y la capa híbrida formada varía más que en la dentina intacta. Sin embargo, la realización de una técnica adhesiva húmeda en dentina afectada por caries ayuda a aumentar estos valores de adhesión.

6. La esclerosis dentinaria es un proceso reactivo caracterizado por la obliteración de los túbulos dentinarios por precipitados ácido-resistentes, que modifican las características de la adhesión dentinaria. El aspecto de la capa híbrida creada sobre dentina esclerótica es de menor longitud, mayor irregularidad e

incluso total ausencia de prolongaciones de resina en comparación con la capa híbrida formada sobre dentina intacta.

7. Uno de los factores más importante que influye en la manipulación de los Sistemas Adhesivos es el solvente presente en su composición, ya que este representa el vehículo que necesitan los monómeros hidrófilos para poder infiltrar la dentina húmeda.

8. Los Sistemas Adhesivos a base de acetona no son capaces de expandir la malla de colágeno colapsada por un exceso de secado como lo hacen los adhesivos a base de agua o alcohol, por lo tanto para este tipo de Sistemas con solventes a base de acetona es necesario contar con una superficie dentinaria húmeda.

9. La contaminación del esmalte acondicionado con saliva o sangre afecta la adhesión de las resinas compuestas al esmalte. El aislamiento absoluto mediante el uso de dique de goma es el medio más confiable y predecible para controlar la contaminación en los procedimientos adhesivos y garantizar la obtención de altos valores de adhesión.

10. La nanofiltración puede ser la vía para la degradación hidrolítica de la interfase adhesiva en el tiempo.

11. La matriz derivada de las metaloproteinasas que son liberadas en el transcurso del tiempo, intervienen en la degradación de la matriz colágena de la dentina.

12. Se ha demostrado que el uso de la clorhexidina al 2% por 30 segundos después del acondicionamiento ácido del sustrato previene la degradación hidrolítica de la capa híbrida.

13. El espesor de la capa híbrida no es directamente proporcional a los valores de fuerza de unión obtenidos a través de los Sistemas Adhesivos en la interfase dentina-diente.

14. Hacen falta estudios longitudinales que sustenten la inhibición de las metaloproteinasas mediante el uso de la clorhexidina al 2% y que comprueben la efectividad de los Sistemas Adhesivos Autoacondicionadores en el tiempo.

V. REFERENCIAS

1. Chain M, Baratieri L. Restauraciones Estéticas con resinas compuestas en dientes posteriores. Sao Paulo, Artes Médicas Latinoamérica, 2001.
2. Baratieri L, et al. Restauraciones Adhesivas Directas en Dientes Anteriores Fracturados. Sao Paulo. Editorial Santos, 1998.
3. Orban B. Histología y Embriología Bucodentaria. Buenos Aires. Editorial Labor s.a. 1966.
4. Henostroza G. Adhesión en odontología Restauradora. Curitiba. Editorial Maio, 2003.
5. Osborn J. Direction and interrelationship of prism in cuspal end cervical enamel of human teeth. Journal of Dental Research, 1968, 47:395-402.
6. Gómez M, Campos A. Histología Bucodentaria. Editorial Médica Panamericana, España, 2001.
7. Schwartz R, Summitt J, Robbins J. Fundamentos en Odontología Operatoria un Logro Contemporáneo. Colombia, Editorial Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, 1999.
8. Phillips R. La Ciencia de los Materiales Dentales de Skinner. Mexico. Editorial Interamericana McGraw-Hill. 1993.
9. Touati B, Miara P, Nathanson D. Odontología Estética y Restauraciones Cerámicas. Barcelona. Editorial Masson s.a. 2000.
10. Macchi R. Materiales Dentales. 3th ed. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana. 2000.
11. Buonocore M. A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. Journal of Dental Research, 1955:34,6.
12. Swift E, Perdigão J, Heymann H. Bonding to enamel and dentin: A Brief History and state of the art, 1995. Quintessence International 1995;26:2.
13. Hewlett E. Resin Adhesion to Enamel and Dentin: A review. Journal of the California Dental Association, 2003.

14. Perdigão J, Frankenberger R, Rosa B, Breschi L. New Trend in Dentin/Enamel Adhesion. *American Journal of Dentistry*. 2002;13:especial issue.
15. Lanata E. *Operatoria Dental Estética y Adhesión*. Buenos Aires. Editorial Grupo Guía s.a. 2005.
16. Silverstone L, Saxton C, Dogon I, Fejerskov O. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Research*. 1975;9:373-387.
17. López G, Baratieri L, Caldeira M, Vieira L. Dental Adhesion: Present state of the art and future perspectives. *Dental materials* 2002;33:3.
18. Bottino M, Ferreira A, Miyashita E, Giannini V. *Estética em Rehabilitación Oral Metal Free*. São Paulo. Editora Artes Médicas Ltda. 2001.
19. Pashley M, Livingston M, Reeder O, Horner J. Effects of the degree of tubule occlusion on the permeability of human dentin in vitro. *Archs oral Biol*. 1978;23:1127-1133.
20. Pashley D. Smear Layer: Physiological Considerations. *Operative Dentistry*. 1984;3:13-29.
21. Brännström M. Smear Layer: Pathological and Treatment Considerations. *Operative Dentistry*. 1984;3:35-42.
22. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Masaaki I. Non-Pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *Journal of dental Research*. 1979;58;4:1364-1370.
23. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The Promotion of adhesion by the infiltration of monomers into the tooth substrate. *Journal Biomedical Material Research*. 1982;16:265-273.
24. Erickson R. Surface interactions of Dentin Adhesive Material. *Operative Dentistry*. 1992;5:81-94.
25. Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. The Clinical Performance of Adhesives. *Journal of Dentistry*, 1998;26:1-20.
26. Phillips R. *La ciencia de los materiales dentales de Skinner*. 9a ed. DF México: Editorial Interamericana McGraw Hill. 1991

27. Nakajima M, Okuda M, Ogata M, Pereira P, Tagami J, Pashley D. The Durability of a Fluoride-Releasing Resin Adhesive System to Dentin. *Operative Dentistry*. 2003;28:186-192.
28. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspect of self-etching enamel-dentin adhesives: A systematic review. *Dental Materials*. 2005;21:895-910.
29. Çehreli Z, Atac A, Sener B. Antimicrobial Properties of Self-Etching Primer-Bonding Systems. *Operative Dentistry*. 2003;28:143-148.
30. Cova J. *Biomateriales Dentales*. Caracas. Editorial Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericana c.a. 2004.
31. Kugel G, Ferrari M. The Science of Bonding: From First to Sixth Generation. *Journal of American Dental Association*. 2000;131:20-25.
32. Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesives and Cements to Promote Preservation Dentistry. *Operative Dentistry*. 2001;6:119-144.
33. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results. *Journal of Dental Research*. 2005;84:118-132.
34. Van Landuyt K, Kanumilli P, De Munck J, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *Journal of Dentistry*. 2006;34:77-85.
35. Clasificación Simplificada de los Sistemas Adhesivos. *Clinical Research Associates, CRA Newsletter*. 2000.
36. Carvalho R, Santiago S, Fernandes C, Suh B, Pashley D. Effects of Prism Orientation on Tensile Strength of Enamel. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2000;2:251-257.
37. Shimada Y, Tagami J. Effects of Regional Enamel and Prism Orientation on Resin Bonding. *Operative Dentistry*. 2003;28:20-27.
38. Lösche G, Hilbig W, Roulet J. The margin quality of direct posterior composite restorations close to CEJ. *Journal of Dental Research*. 1992;71:752.

39. Maravankin F. Biseles en preparaciones dentarias para restauraciones directas con resinas compuestas en dientes anteriores. Criterios vigentes y perspectivas. Una visión diferente. *Revista de Operatoria Dental y Biomateriales*. 2006;1:9-15.
40. Wright J, Butler W. Alteration of Enamel Proteins in Hypomaturation Amelogenesis Imperfecta. *Journal of Dental Research*. 1989;68:1328-1330.
41. Gonzalez M. Grabado Ácido en la Amelogénesis Imperfecta. Trabajo Especial de Grado para optar al título de Especialista en Odontología Operatoria y Estética. 2004.
42. Venezie R, Vadiakas G, Christensen J, Wright J. Enamel pretreatment with sodium hypochlorite to enhance bonding in hypocalcified amelogenesis imperfecta: case report and SEM analysis. *Pediatric Dentistry*. 1994;16:433-436.
43. Ermis R, De Munck J, Cardoso M, Coutinho E, Van Landuyt K, Pointevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding to ground versus unground enamel in fluorosed teeth. *Dental Materials*. 2007;1-6.
44. Giannini M, Carvalho R, Martins L, Dias C, Pashley D. The Influence of Tubule Density and Area of Solid Dentin on Bond Strength of Two Adhesive Systems to Dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2001;3:315-324.
45. Carvalho R, Fernandes C, Villanueva R, Wang L, Pashley D. Tensile Strength of Human Dentine as a Function of Tubule Orientation and Density. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2001;3:309-314.
46. Pashley D, Okabe A, Parham P. The relationship between dentin microhardness and tubule density. *Endodontic Dental Traumatology*. 1985;5:176-179.
47. Konishi N, Watanabe L, Hilton J, Marshall G, Marshall S, Staninec M. Dentin shear strength: effect of distance from the pulp. *Dental Materials*. 2002;18:516-520.
48. Martín J, Vera V, Menasalvas M, García A. Estudio comparativo de la adhesión a dentina sana y esclerótica. *Quintessence*. 1999;12:376-381.
49. Kwong S-M, Tay F, Yip H-K, Kei L, Pashley D. An ultrastructural study of the application of dentine adhesives to acid-conditioned sclerotic dentine. *Journal of Dentistry*. 2000;28:515-528.

50. Kwong S-M, Cheung G, Kei L, Itthagarun A, Smales R, Tay F, Pashley D. Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dental Materials*. 2002;18:359-369.
51. Nakornchai S, Hamirattisai C, Surarit R, Thiradilok S. Microtensile bond strength of a total-etching versus self-etching adhesive to caries-affected and intact dentin in primary teeth. *Journal of American Dental Association*. 2005;136:477-483.
52. Nakajima M, Sano H, Burroo M, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S, Ciucchi B, Russell C, Pashley D. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *Journal of Dental Research*. 1995;74:1679-1688.
53. Yoshiyama M, Urayama A, Kimochi T, Matsuo T, Pashley D. Comparison of Conventional vs Self-Etching Adhesive Bond to Caries-Affected Dentin. *Operative Dentistry*. 2000;25:163-169.
54. Omar H, El-Badrawy W, El-Mowafy O, Atta O, Saleem B. Microtensile Bond Strength of Resin Composite Bonded to Caries-affected Dentin with Three Adhesives. *Operative Dentistry*. 2007;32:24-30.
55. Shirai K, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Lambrechts P, Suzuki K, Shintani H, Van Meerbeek B. Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin. *Dental Materials*. 2005;21:110-124.
56. Feilzer A, De Gee A, Davidson C. Setting Stress in Composite Resin in Relation to Configuration of the Restoration. *Journal of Dental Research*. 1987;66:1636-1639.
57. Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakamura M. Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. *Quintessence International*. 1992;23:135-141.
58. Pashley D. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Operative Dentistry*. 1992;6:229-242.
59. Goes M, Sinhoreti M, Consani S, Silva M. Morphological Effect of the Type, Concentration and Etching Time of Acid Solutions on Enamel and Dentin Surfaces. *Brazilian Dental Journal*. 1998;9:3-10.

60. Perdigão J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Tomé A, Vanherle G, Lopes A. Morphological field emission-SEM study of the effect of six phosphoric acid etching agents on human dentin. *Dental Materials*. 1996;12:262-271.
61. Fujita K, Nishiyama N. ¹³C NMR analysis of the etching efficacy of acidic monomers in self-etching primers. *Journal of Dentistry*. 2006;34:123-133.
62. Uribe Echevarría J, Priotto E, Sezin M, Lutri P, Spadiliero M. Influencia de la Técnica de Evaporación del Solvente sobre la Adaptación a Dentina y el Espesor de Capa de Distintos Adhesivos. *Revista de Operatoria Dental y Biomateriales*. 2006;1:37-46.
63. Reis A, Loguercio A, Carvalho R, Grande R. Durability of resin dentin interfaces: effects of surface moisture and adhesive solvent component. *Dental Materials*. 2004;20:669-676.
64. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Sano H, Endo K, Oguchi H. The Extent to which Resin can infiltrate Dentin by Acetone-based Adhesives. *Journal of Dental Research*. 2002;81:74-78.
65. Sano H, Shono T, Takatsu T, Hosoda H. Microporous Dentin Zone beneath Resin-impregnated Layer. *Operative Dentistry*. 1994;19:59-64.
66. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner J, Matthews W, Pashley D. Nanoleakage: Leakage within the Hybrid Layer. *Operative Dentistry*. 1995;20:18-25.
67. Sano H. Microtensile Testing, Nanoleakage, and Biodegradation of Resin-Dentin Bond. *Journal of Dental Research*. 2006;85:11-14.
68. Tay F, Hashimoto M, Pashley D, Peters M, Lai S, Yiu C, Cheong C. Aging Affects Two Modes of Nanoleakage Expression in Bonded Dentin. *Journal of Dental Research*. 2003;82:537-541.
69. Thomson J, Main C, Gillespie F, Stephen K. The effect of salivary contamination on fissure sealant-enamel bond strength. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1981;8:11-18.
70. Johnson M, Burgess J, Hermes C, Buikema D. Saliva Contamination of Dentin Bonding Agents. 1994;19:205-210.
71. Townsend R, Dunn W. The effect of saliva contamination on enamel and dentin using a self-etching adhesive. *Journal of American Dental Association*. 2004;135:895-901.

72. Kaneshima T, Yatani H, Kasai T, Watanabe E, Yamashita A. The Influence of Blood Contamination on Bond Strengths Between Dentin and an Adhesive Resin Cement. *Operative Dentistry*. 2000;25:195-201.
73. Barghi N, Knight G, Berry T. Comparing Two Methods of Moisture Control in Bonding to Enamel: A Clinical Study. *Operative Dentistry*. 1991;16:130-135.
74. Chuang S-F, Chang C-H, Yaman P, Chang L-T. Influence of enamel wetness on resin composite restorations using various dentine bonding agents: Part I effects on marginal quality end enamel microcrack formation. *Journal of Dentistry*. 2006;34:343-351.
75. Chuang S-F, Chang L-T, Chang C-H, Yaman P, Liu J-K. Influence of enamel wetness on composite restorations using various dentine bonding agents: Part II effects on shear bond strength. 2006;34:352-361.
76. Tay F, Gwinnett A, Pang K, Wei S. Resin Permeation into Acid-conditioned, Moist, and Dry Dentin: A Paradigm using Water-free Adhesive Primers. *Journal of Dental Research*. 1996;75:1034-1044.
77. Nakajima M, Sano H, Zheng L, Tagami J, Pashley D. Effect of Moist vs. Dry Bonding to Normal vs. Caries-affected Dentin with Scotchbond Multi-Purpose Plus. 1999;78:1298-1303.
78. Silveira G, Maffei L, De Goes M, Dos Santos C. How Wet Should Dentin Be? Comparison of Methods to Remove Excess Water During Moist Bonding. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2001;3:257-264.
79. Finger W, Balkenhol M. Rewetting Strategies for Bonding to Dry Dentin with an Acetone-Based Adhesive. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2000;2:51-56.
80. Sundfeld R, Valentino T, Alexandre R, Fraga A, Marçal M. Hybrid layer Thickness and resin tag length of a self-etching adhesive bonded to sound dentin. *Journal of Dentistry*. 2005;33:675-681
81. Yoshiyama M, Matsuo T, Ebisu S, Pashley D. Regional bond strengths of self-etching/self-priming adhesive systems. *Journal of Dentistry*. 1998;26:609-616.
82. Tay F, Carvalho R, Sano H, Pashley D. Effect of smear layers on the bonding of a self-etching primer to dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2000;2:99-116.

83. Sano H, Yoshikawa T, Pereira P, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, Pashley. Long-term Durability of Dentin Bonds Made with a Self-etching Primer, *in vivo*. Journal of Dental Research. 1999;78:906-911.
84. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, Lambrechts P, Vanherle G. Four-year Water Degradation of Total-etch Adhesives Bonded to Dentin. Journal of Dental Research. 2003;82:136-140.
85. Pashley D, Tay F, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho R, Ito S. Collagen Degradation by Host-derived Enzymes during Aging. Journal of Dental Research. 2004;83:216-221.
86. Hebling J, Pashley D, Tjäderhane L, Tay F. Chlorhexidine Arrests Subclinical Degradation of Dentin Hybrid Layers *in vivo*. Journal of Dental Research. 2005;84:741-746.
87. Carrilho M, Carvalho R, Goes M, Hipólito V, Geraldeli S, Tay F, Pashley D, Tjäderhane L. Chlorhexidine Preserves Dentin Bond *in vitro*. Journal of Dental Research. 2007;86:90-94.
88. Tay F, Pashley D, Yiu C, Sanares A, Wei S. Factors Contributing to the Incompatibility Between Simplified-step Adhesives and Chemically-cured or Dual-cured Composites. Part I. Single-step Self-etching Adhesive. Journal of Adhesive Dentistry. 2003;5:27-40.
89. Erickson R, De Gee A, Feilzer A. Fatigue testing of enamel bonds with self-etch and total-etch adhesive systems. Dental Materials. 2006;22:981-987.