SISTEMAS ADHESIVOS
ADHESIVE SYSTEMS

Alessandro Dourado Loguercio
Prof. Dr. Materiales Dentales y Operatoria
Curso de Odontología - UNOESC - Joaçaba - SC
Curso de postgrado en Operatoria dental - UEPG - Ponta Grossa - PR

Alessandra Reis
Profa. Dr. Materiales Dentales y Operatoria
Curso de Odontología - UNOESC - Joaçaba - SC
Curso de postgrado en Operatoria dental - UEPG - Ponta Grossa - PR

PALABRAS CLAVE:

Sistemas adhesivos.
Adhesión.
Capa híbrida.
Dentina.
Esmalte.

RESUMEN

Sin duda, los agentes de adhesión a dentina han tenido una importante evolución durante los últimos años. Sin embargo, mientras que la adhesión a esmalte está totalmente consolidada, la adhesión a dentina continúa siendo un desafío en razón de las múltiples variables que presenta este tejido; como la estructura canalicular, el alto contenido orgánico y lo referido al contenido variable de humedad. Por lo tanto, el objetivo de este artículo es presentar una revisión de los conceptos recientes en adhesión a dentina y discutir los factores que podrían interferir en una hibridización correcta, indispensable para el éxito clínico de los procedimientos adhesivos utilizados actualmente en el ejercicio de la odontología restauradora.

KEYWORDS:

Adhesive systems.
Adhesion.
Hybrid layer.
Dentin.
Enamel.

ABSTRACT

Undoubtedly, dentin bonding agents have undergone a major evolution during the last years. However, while enamel bonding is well established, dentin bonding is still a challenge due to great variation of dentin which presents a canalicular structure, high organic content and a inherent wetness. Therefore the objective of this article is to review the most recent concepts in dentin bonding and discuss the factors that may interfere in the correct hybridization, indispensable for the clinical success of the adhesive procedures currently used in the dentistry practice.

CORRESPONDENCIA/CORRESPONDENCE:
*Alessandro Dourado Loguercio . **E-mail: aloguercio@hotmail.com***

INTRODUCCIÓN

El surgimiento y desarrollo de los sistemas adhesivos modificaron completamente la práctica de la Odontología. Tal revolución no sólo alteró los conceptos de preparación cavitaria, sino también posibilitó la mayor preservación de la estructura dentaria remanente sana, siendo ésta la más significativa conquista posibilitada por el uso de este material. El primer gran impulso para la era adhesiva fue dado a partir del surgimiento del grabado ácido en esmalte propuesto por Buonocore en 1955. Esta técnica contribuyó sobremanera para mejorar el sellado marginal de restauraciones de resina compuesta con márgenes localizados en esmalte.

El éxito de la técnica adhesiva a dentina llevó más tiempo para consolidarse, debido a las diferencias morfo y fisiológicas de la dentina en relación al esmalte. Entre tanto, su uso actualmente es esencial y seguro en el ejercicio de abordajes, tanto restauradoras, como preventivas. El propósito de esta revisión es proveer al clínico y al estudiante de Odontología de bases para el entendimiento del estado actual de la adhesión a los tejidos dentales.

DENTINA, *SMEAR LAYER* Y LA CLASIFICACIÓN DE LOS SISTEMAS ADHESIVOS ACTUALES

Si los procedimientos restauradores se restringieran sólo a la superficie del esmalte, los primeros agentes adhesivos, con carácter apenas hidrofóbico, presentes en el mercado hace casi 50 años y comercializados actualmente como sellantes para fisuras, podrían ser utilizados irrestrictamente. La alta retención de los sellantes a lo largo del tiempo certifica la eficacia clínica de aplicación de los agentes hidrofóbicos sobre un esmalte acondicionado y seco (Simonsen, 2002). Sin

embargo, debido a las diferentes características morfológicas y funcionales entre el esmalte y la dentina, los adhesivos evolucionaron mucho, y pasaron a presentar carácter hidrofílico, imprescindible para penetrar en las porosidades del substrato dentinario, que es inherentemente húmedo. Otro factor que dificulta la interacción de los sistemas adhesivos con la dentina es la presencia de una capa de detritus, denominada de *smear layer.*

La *smear layer* (SL) o capa de detritus, es la resultante del procedimiento del corte que, junto con remanentes del substrato seccionado, sangre, saliva, bacterias, fragmentos del abrasivo, y aceite, se unan a la dentina intertubular y penetren en los túbulos dentinarios formando los *smear plugs* **(Figura 1 y Figura 2)**. El espesor del SL puede variar entre 1 y 5 μm. Capas más importantes de estos detritus son creadas cuando el procedimiento de corte y/o abrasión es realizado sin refrigeración con agua, o cuando son utilizadas puntas de diamante, al contrario de instrumentos rotatorios de acero o carburo de tungsteno (Pashley, 1984). La *smear layer* reduce la permeabilidad dentinaria, disminuyendo el flujo de fluido dentinario.

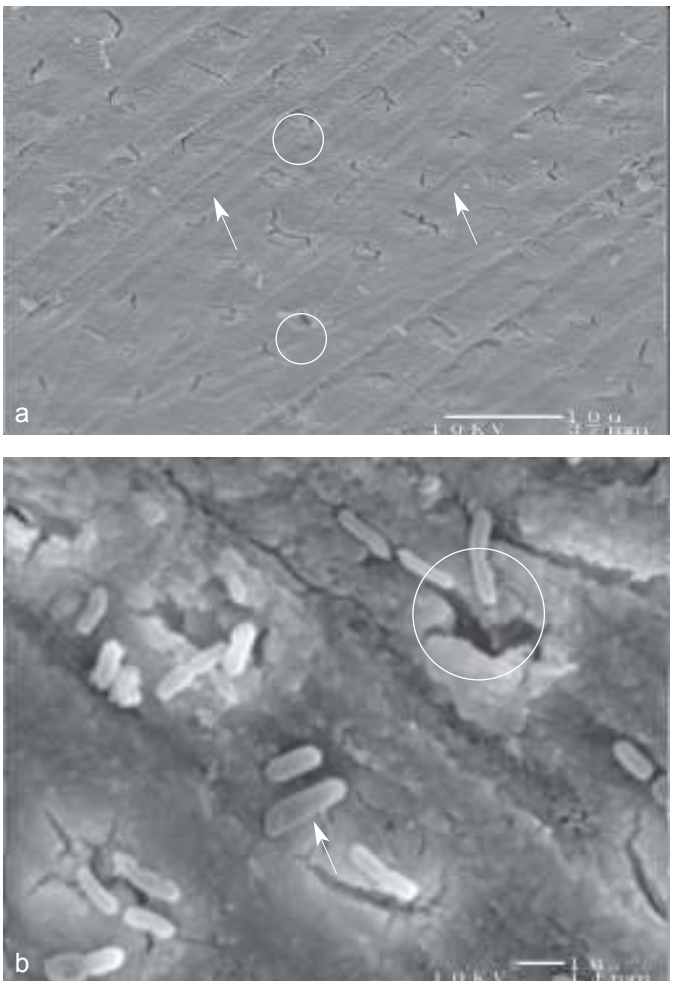

Figura 1. Vista oclusal de dentina cubierta por *smear layer*. En A, la región donde estarían situados los túbulos dentinarios (anillos blancos) y riscos relativos a las marcas de los instrumentos rotatorios (flechas blancas). En B, visión aumentada de los túbulos (anillos blancos) y la presencia de bacterias (flechas blancas). Fotomicrografías gentilmente cedidas por el Prof. Dr. Carlos Francci, Dpto. Materiales Dentarios de la Universidad de São Paulo.

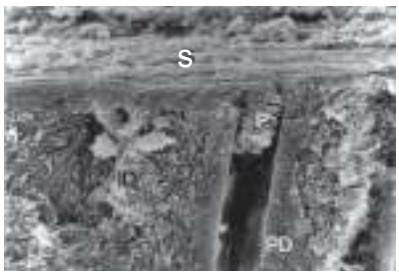

Figura 2. Vista lateral de un túbulo dentinario. En detalle la dentina peritubular (PD) y el *smear plug* (P) obliterando el túbulo. En la parte superior hay *smear layer* (S). Fotomicrografía gentilmente cedida por el Prof. Dr. Jorge Perdigão, University of Minessota - USA.

Los primeros adhesivos intentaron unirse a la dentina, preservando la *smear layer* y estableciendo una unión con esta capa. No obstante fallaron debido a la baja resistencia cohesiva de esta capa y/o su baja adhesión con la dentina subyacente, transformándola en el eslabón débil de unión (Swift et al., 1995). La parte de la capa de detritus que penetra dentro de los túbulos dentinarios es conocida como *smear plugs*.

La evolución de los sistemas adhesivos ocurrió básicamente en función del substrato dentinario y de la interacción con la *smear layer*. Algunos libros de texto, clasifican los sistemas adhesivos en generaciones donde ellos son presentados de acuerdo con la forma como interactúa con la *smear layer*. Sin embargo, esta clasificación es confusa, difiere entre autores y además de esto muchos de estos sistemas prácticamente no son comercializados actualmente. Así se opto por clasificar los sistemas adhesivos en dos grandes grupos: 1) aquellos que preconizan el grabado previo con ácido fosfórico, actualmente denominados como sistemas convencionales y; 2) los adhesivos autocondicionantes o autocondicionantees (Carvalho et al., 2004). Un tercer grupo, en que están contemplados los sistemas adhesivos a base de ionómero de vidrio también serán comentados más adelante (Van Meerbeek et al., 2003; DeMunck et al., 2005).

SISTEMAS ADHESIVOS CONVENCIONALES

El principal mecanismo utilizado para retener los sistemas adhesivos actuales y de uso corriente, se basa en la infiltración de monómeros resinosos por la capa superficial de dentina y esmalte previamente desmineralizados y posterior polimerización. Esta zona forma un substrato de naturaleza compuesta que fue denominado capa híbrida por Nakabayashi et al. (1982). Para estos adhesivos es sugerida la total remoción de la *smear layer* durante el procedimiento operatorio con el uso de ácidos.

El ácido en el esmalte tiene las siguientes funciones:

1) Alterar el contorno superficial de la región al remover totalmente una capa de aproximadamente 10 μm, donde están los cristales químicamente no reactivos y la película adquirida (biofilm orgánico de origen salivar, adsorbida a la superficie del esmalte), elevando la energía de la superficie.

2) Transformar el esmalte subyacente en un tejido altamente poroso, con profundidad media de 20 μm, siendo la pérdida del mineral considerada de forma cualitativa, o sea, en locales específicos de los prismas, generando aumento del área superficial **(Figura 3)**.

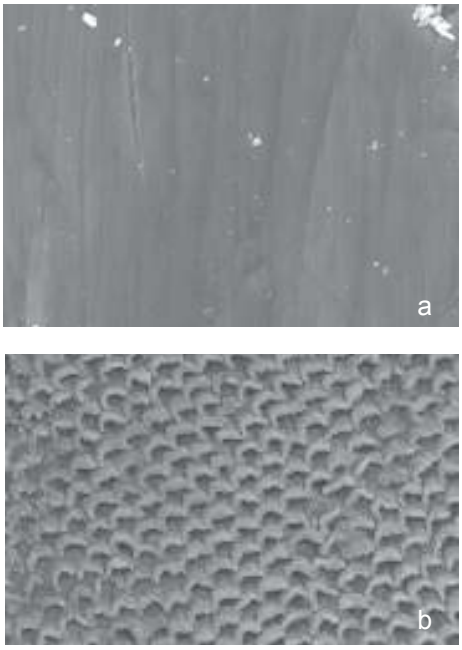

Figura 3.
a. superficie del esmalte sin grabado. **b.** después del grabado de esmalte.

Ya en dentina, además de remover la *smear layer*, el grabado ácido elimina el contenido mineral de la zona más superficial (3 a 8 mm) y reduce de modo drástico el contenido de hidroxiapatita en las capas subyacentes **(Figura 4)**. Como consecuencia de esto, el diámetro de los túbulos es ampliado, así como la permeabilidad de la dentina y la presión intra-pulpar, exponiendo un tejido conjuntivo débil rico en fibrillas de colágeno. Tales modificaciones resultan en una estructura menos mineralizada, más porosa, más húmeda y más rugosa (Rosales-Leal et al., 2001). El substrato pasa a presentar baja energía libre de superficie, o sea, menor capacidad de interactuar con monómeros resinosos hidrofóbicos.

GRABADO ÁCIDO

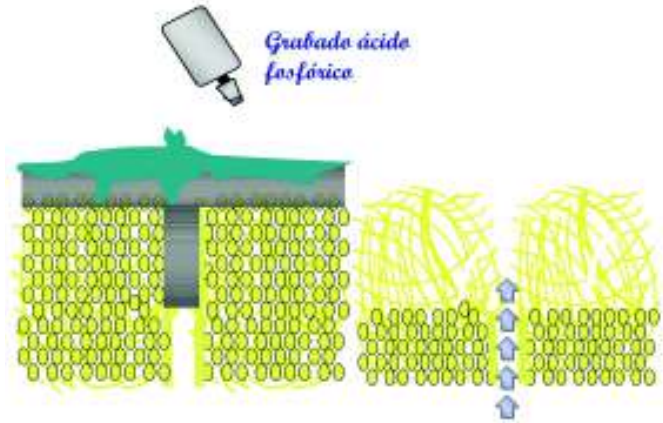

Figura 4. Esquema (corte lateral) de la dentina siendo grabada. A la izquierda: dentina cubierta por *smear layer* (Gris) siendo grabada con H_3PO_4 a 37% (azul). A la derecha: completa deflexión del *smear layer*, exponiendo fibrillas colágenas subyacentes (blanco) después de la remoción del contenido mineral (esferas amarillas). Las flechas indican aumento de la permeabilidad dentinaria y de la presión intra-pulpar.

Así, los fabricantes desarrollaron los *primers*, que son compuestos por solventes orgánicos a los cuales se les adicionan monómeros hidrofílicos, que de esta forma son transportados hacia el interior de la dentina recién-desmineralizada. Los solventes presentes en este primer desalojan el fluido, penetran en los microporos del tejido, participan de la evaporación del agua presente y dejan los monómeros hidrofílicos en contacto con las fibrillas de colágeno. Al polimerizarse el monómero, este envuelve las fibrillas y forma la capa híbrida o zona de interdifusión resinosa (Nakabayashi et al., 1982; Van Meerbeek et al., 1992). **(Figura 5 y Figura 7).**

Complementando la técnica adhesiva, es aplicada una capa de resina hidrofóbica sobre los *primers* **(Figura 6)**. Esta resina hidrofóbica no contiene agua ni solventes en su composición. Es compuesta por monómeros más viscosos y de mayor peso molecular y son capaces de penetrar en la superficie preparada por el *primer*. Esta resina se copolimeriza con los monómeros del *primer* garantizando un espesor mínimo adecuada para la capa de adhesivo, evitando el comprometimiento de la polimerización por el contacto con el oxígeno (Rueggeberg, Margeson, 1990).

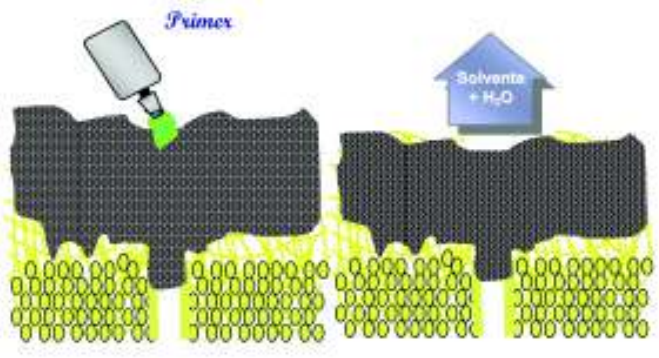

Figura 5. Esquema (corte lateral) de la dentina durante la aplicación del *primer*. A la izquierda: *primer* siendo aplicado (verde), y a la derecha después de la evaporación del solvente y agua residual, las fibras colágenas permanecen en su dimensión normal, debido a la impregnación de los monómeros resinosos *(primer)*.

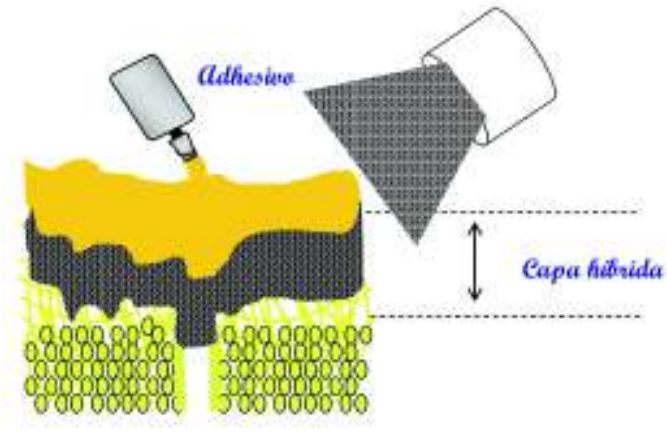

Figura 6. Esquema (corte lateral) de la dentina durante la aplicación del adhesivo. Aplicación del sistema adhesivo (amarrillo), que completa los espacios dejados por el *primer* (verde), formando la capa híbrida y fotopolimerización.

La penetración de monómeros resinosos por los túbulos y canalículos forma prolongaciones de resina y anastomosis *(tags, microtags)*. Toda la estructura contiene resina (capa híbrida, *tags y microtags*) y por esta razón se da la reducción de la sensibilidad post-operatoria, la microinfiltración y se logra perfeccionar el sellado dentinario en restauraciones de resina compuesta.

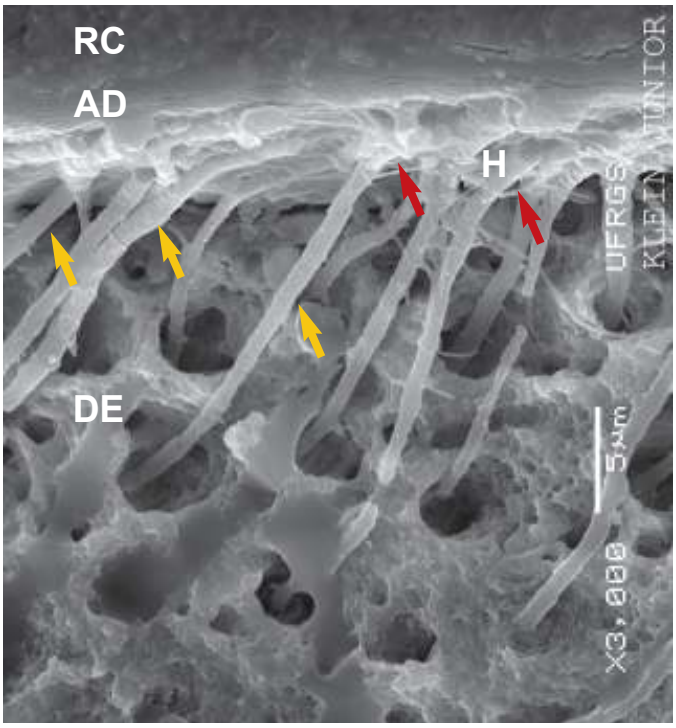

Figura 7. Vista lateral de la región de la interfase adhesiva (AD) entre lo que era la dentina (DE) y la restauración de resina compuesta (RC). En las flechas rojas la región de formación de la capa híbrida (H). Los *tags* resinosos están apuntados por flechas amarillas, y las anastomosis inter-tubulares por flechas rojas. Fotomicrografía gentilmente cedida por el Prof. Dr. Celso Afonso Klein Júnior, Facultad de Odontología - ULBRA/Cachoeira do Sul/RS.

Como puede ser verificada, la primera versión de estos sistemas adhesivos convencionales fueron y son aún comercializados en tres frascos (pasos):

1. Ácido: cuya función es preparar el substrato para la adhesión.

2. *Primer*: que es la solución hidrofílica compatible con la dentina húmeda y que posee solventes en su composición.

3. Adhesivo: parte hidrofóbica, compatible con la resina compuesta.

Entretanto, existe siempre una tendencia comercial para la simplificación de los procedimientos para reducir el tiempo clínico de aplicación. En el caso de los sistemas adhesivos, esto fue realizado disminuyendo el número de pasos clínicos por unión en un único frasco del contenido del *primer* y del adhesivo. Sin embargo, los valores de resistencia de unión se han prácticamente mantenido igual a los sistemas de tres frascos (Wilder Jr et al., 1998), esta modificación aumentó el carácter hidrofílico de estos materiales, lo que ciertamente tiene implicaciones clínicas a largo plazo. Esta simplificación de la técnica no garantiza necesariamente reducción del tiempo de aplicación, pues por lo menos dos capas de esta solución *primer*/adhesivo deben ser aplicadas; las ventajas y las desventajas de estos sistemas están descrita en el **Cuadro 1**.

Sistemas adhesivos	Ventajas	Desventajas	Marcas comerciales
Tres pasos	1. Múltiples indicaciones – restauraciones adhesivas, cementación de coronas y pernos. 2. Posibilidad de activación química. 3. Compatibilidad con cementos resinosos. 4. Menor degradación a lo largo del tiempo (De Munck et al., 2003)	1. Mayor número de frascos. 2. Técnica más complicada. 3. Necesidad de aplicación de múltiples capas de *primer* para saturar la dentina desmineralizada.	1. Adper Scotchbond Multi Uso (3M ESPE).
Dos pasos	1. Técnica más simple. 2. Valores de resistencia de unión semejante a los obtenidos con los adhesivos de tres frascos.	1. Menor número de indicaciones. 2. No pueden ser activados químicamente. 3. Son incompatibles con resinas y cementos resinosos químicamente activados. 4. Sistemas más hidrofílicos y tienden a absorber más agua a lo largo del tiempo.	1. Adper Single Bond 2 (3M ESPE). 2. Excite (Ivoclar Vivadent). 3. One Step Plus (Bisco). 4. Prime & Bond NT. 5. Optibond Solo Plus (Kerr).

Cuadro 1. Ventajas y desventajas de los sistemas adhesivos de dos o tres pasos que preconizan el grabado ácido total.

EL PAPEL DEL AGUA EN LA PERMEABILIZACIÓN DE LOS ADHESIVOS

La humedad residual del substrato dentinario, previamente a la aplicación de los sistemas adhesivos, tiene un papel fundamental en la permeabilización de los monómeros resinosos en la dentina grabada. La matriz orgánica (en especial el colágeno) expuesta por el grabado ácido, sin la sustentación promovida por los cristales de hidroxiapatita, colapsa en la ausencia de humedad. Por tanto, en estas circunstancias, la permeabilidad dentinaria queda reducida y la infiltración de los monómeros resinosos hidrofílicos en los espacios interfibrilares es perjudicada, lo que compromete la formación de la capa híbrida (Pashley et al., 1993).

Si después del grabado ácido y el subsiguiente lavado se realiza un secado excesivo con aire **(Figura 8)**, la fase líquida es perdida por evaporación y reduce su volumen inicial en cerca de 2/3 (Carvalho et al. 1996). Esto causa reducción en la permeabilidad para los monómeros. El adhesivo aplicado en estas condiciones penetra solamente superficialmente y al rededor de los túbulos dentinarios siendo esta capa denominada de zona hibridoide (Tay et al., 1996). Obteniendo valores de resistencia de unión (RU) inferiores en estas circunstancias, en comparación al substrato más húmedo (Reis et al., 2003). De esta forma quedó establecida la necesidad de realizarse la **técnica de adhesión húmeda**. Felizmente, el colapso de las fibrillas de colágeno es un fenómeno reversible por simple humedecimiento de la superficie con agua (Gwinnett, 1994).

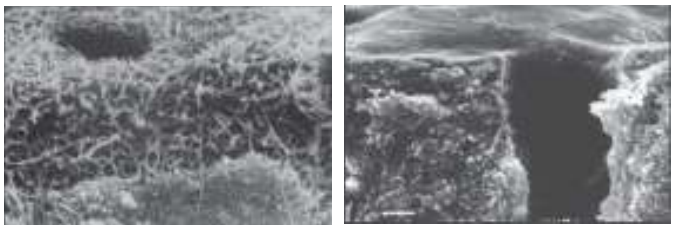

Figura 8. Fotomicrografías electrónicas de barrido. A la izquierda, una dentina desmineralizada evidenciando espacios entre las fibrillas de colágeno por donde habrá permeabilidad de monómeros. Es visible la desembocadura del túbulo dentinario. A la derecha muestra el colapso de las fibrillas de colágeno, que después de ser expuestas por el grabado ácido fueron secadas. Fotomicrografías gentilmente cedidas por el Prof. Dr. Masatoshi Nakajima - Universidad de Odontologia de Tokio (Japón).

Los sistemas adhesivos se comportan de forma diferente frente a la condición de humedad de la dentina. Adhesivos cuyo solvente es la acetona son menos efectivos en substrato seco, que aquellos a base de agua (Jacobsen, Soderhölm, 1998; Reis et al., 2003). De este modo, adhesivos sin agua en la composición, deben ser aplicados en superficies más húmedas; y en superficies más secas, aquellos adhesivos que al aplicarse los que contienen agua o solución de agua/alcohol. Clínicamente la humedad de sistemas adhesivos a base de agua, pueden ser percibidas por la presencia de un brillo superficial, como aquel proporcionado por un "lustra-muebles" en la superficie de la madera. No puede percibirse la presencia de una capa de agua. En contrapartida, la humedad para adhesivos a base de acetona es visualizada por la presencia de brillo intenso con una nítida capa de agua en la superficie **(Figura 9)**.

El exceso de agua también tiene efecto negativo en la infiltración del adhesivo, pues actúa como barrera física e impide la penetración del mismo; y esto puede causar la dilución del material, lo que dificulta la polimerización en el interior de la capa híbrida (Tay et al., 1996). Otro factor a ser considerado es que la presencia de agua, afecta la polimerización de los monómeros, reduciendo su grado de conversión en polímeros (Paul et al., 1999). Esto tiene consecuencia directa en la retención y en la longevidad de la unión. Capas de adhesivos menos polimerizadas, tienden a absorber más agua a lo largo del tiempo y consecuentemente se degradan.

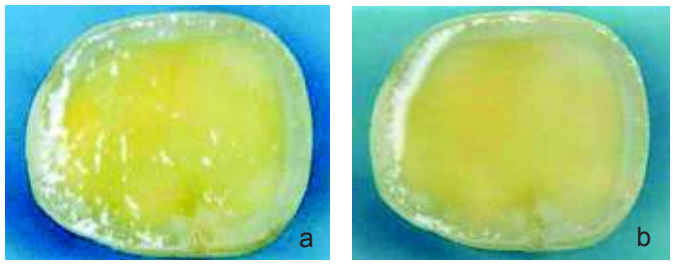

Figura 9. Foto mostrando la diferencia de humedad superficial adecuada para un adhesivo a base de agua o agua/alcohol **(a)** y para un adhesivo a base de acetona **(b).**

Hay dos formas clínicas para resguardar la humedad dentinaria necesaria antes de la aplicación de los sistemas adhesivos:

I. Después del lavado del ácido, el exceso de agua puede ser removido con aire comprimido, método más referenciado en la literatura. Con todo, este método también es considerado de difícil realización teniendo en vista los diferentes formatos de las cavidades (Reis et al., 2001), como puede ser visto en la **Figura 10**. Otras formas para remover la humedad excesiva de la dentina es a través del uso de bolas de algodón, filtros de papel absorbente (de Goes et al., 1997) y uso de cánulas de succión endodóntica acopladas al eyector.

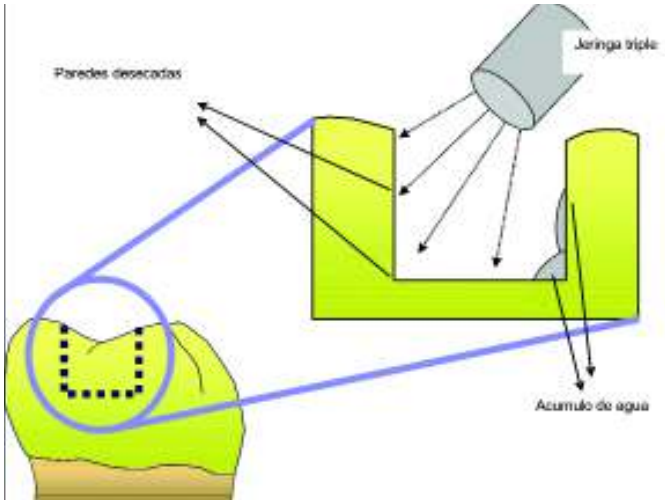

Figura 10. Diseño esquemático mostrando que la utilización de aire comprimido para remover el exceso de agua de una cavidad puede llevar al desecamiento de algunas paredes y al acumulo de agua en otras, principalmente en ángulos cavitarios.

II. Después del lavado del ácido, la dentina y el esmalte pueden ser secados con aire comprimido, sin exagerar, pues existe la posibilidad de causar injurias pulpares. Esto permite la visualización del aspecto blanco opaco característico del esmalte e indicio clínico de eficiencia en la desmineralización y permite que la dentina sea humedecida con pinceles *(microbrushes)* de acuerdo con el sistema adhesivo con el que será impregnado.

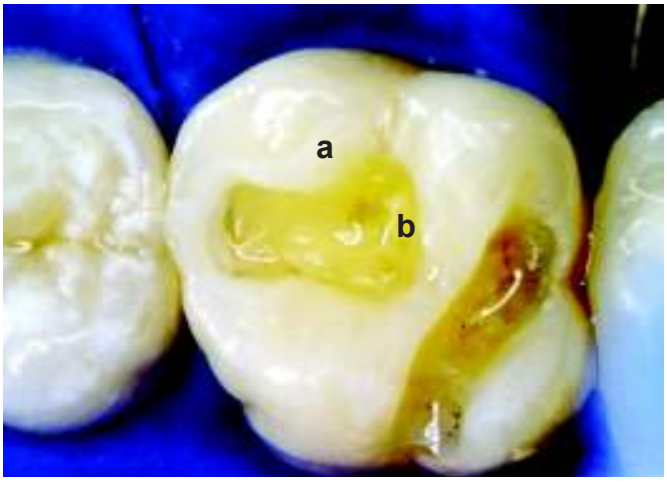

Figura 11. Foto clínica después del grabado ácido del esmalte y dentina con ácido fosfórico a 35%. Después del lavado con agua, todo el elemento dental fue completamente secado. Esto permitió visualizar el aspecto blanco-opaco del esmalte y solamente, la dentina fue humedecida con un *microbrush*. Este procedimiento permite la homogeneidad en la humedad de la dentina, necesaria para la penetración de los monómeros resinosos. **(a)** Aspecto blanco opaco del esmalte después del grabado ácido. **(b)** Dentina desmineralizada y humedecida para la aplicación de un adhesivo a base de acetona.

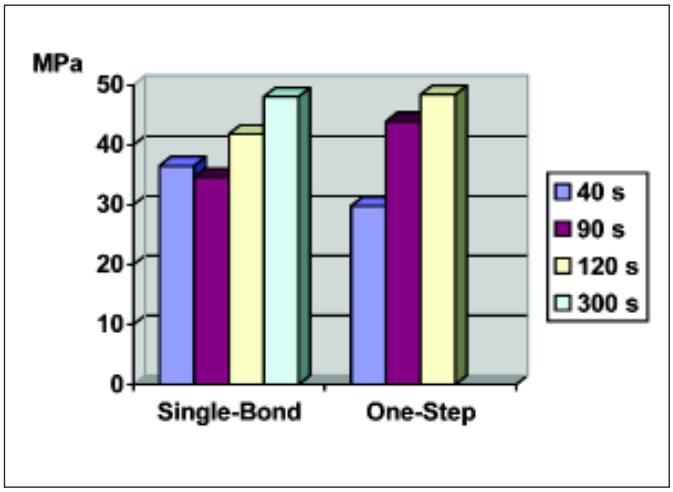

Figura 12. Variación en los valores de resistencia de unión para dos sistemas adhesivos (Single-Bond/3MESPE, a base de agua/etanol y One-Step/Bisco a base de acetona) variando el tiempo de permanencia del adhesivo en la superficie de dentina desmineralizada antes de la fotoactivación (Adaptado de Cardoso et al.l, 2005).

La forma de aplicación del adhesivo también influencia en su desempeño. De forma general, los adhesivos deben ser "refregados" en la superficie de la dentina para facilitar la penetración de los monómeros través de las fibrillas de colágeno (Dal-Bianco et al., 2006). Adhesivos a base de agua/alcohol poseen menor presión de vapor cuando los comparamos con aquellos a base de acetona. Esto quiere decir, que adhesivos con solventes menos volátiles (etanol/agua), llevan más tiempo para que ocurra la evaporación de todo el solvente y agua residual presente en la superficie desmineralizada.

De esta forma seria lícito sostener que cuanto más tiempo los adhesivos son dejados en la superficie dentinaria, mayores son los valores de resistencia de unión observados (Cardoso et al., 2005). Un análisis de la **Figura 12**, permite observar que los mayores valores de resistencia de unión fueron encontrados cuando los dos sistemas adhesivos fueron mantenidos por más tiempo en la superficie desmineralizada antes de la fotoactivación. A pesar de que los tiempos presentados en el gráfico, no son empleados clínicamente, ellos ayudan a comprender que la simple evaporación de solventes, es imprescindible para el éxito de la técnica adhesiva.

La presencia de agua y solvente remanente en la estructura del adhesivo, reduce las propiedades mecánicas del polímero formado (Paul et al., 1999), lo que puede resultar en mayor microinfiltración (Tay et al., 1995). Así, la aplicación de aire comprimido facilita la evaporación de agua y solventes. Hay que tener cuidado durante la realización de este paso, pues el uso del aire comprimido para evaporar el solvente y el agua residual requiere cautela y cierta distancia a fin de evitar la reducción excesiva de la espesura del adhesivo. Cerca de 15mm de la parte más externa de la capa de adhesivo, en contacto con el oxígeno, no será polimerizado de modo adecuado (Rueggeberg, Margeson, 1990); así, si el espesor fuera excesivamente reducida podrá haber perjuicio para la formación de la capa híbrida. Así, después de la aplicación del adhesivo en la superficie dentinaria es necesaria la aplicación de aire comprimido a distancia (20cm durante 10s) para permitir la evaporación del solvente y agua residual. Durante la realización de este paso, puede ser verificado que la viscosidad del adhesivo en la superficie dentinaria tiende a aumentar, debido a la evaporación de sus componentes volátiles. La aplicación de aire comprimido muy próximo tiende a incorporar oxígeno dentro de la capa de adhesivo, que es un inhibidor de la polimerización. Vea el resumen de los principales pasos de la aplicación de los sistemas adhesivos convencionales y sus funciones en el **Cuadro 2.**

Factores extrínsecos como la humedad relativa del aire y la temperatura ambiente afecta la tasa de evaporación de estos solventes. El aislamiento absoluto reduce la humedad relativa del ambiente oral, creando mejores condiciones para la evaporación de los solventes presentes en los sistemas adhesivos (Plasmans et al., 1994). Cuando la humedad relativa del aire es alta, el aire está saturado de moléculas de agua que no pueden vencer la presión atmosférica y permanecen en estado líquido.

	Pasos clínicos	Función	Cuidados
	1. Grabado ácido por 15s.	Desmineralización selectiva del esmalte y remoción de la *smear layer* y exposición de la red de colágeno.	El aumento del tiempo de grabado en dentina, aumenta la discrepancia entre lo que es desmineralizado y la infiltración de monómeros.
	2. Lavado por mínimo 15s.	Remoción de los subproductos de la reacción y espesantes del gel ácido.	El lavado incompleto puede dejar residuos en la superficie que interfieren con la impregnación del adhesivo.
	3. Secado con aire comprimido.	Ver la apariencia blanco-opaca del esmalte.	Este procedimiento causa el colapso de las fibrillas de colágeno expuestas por el grabado ácido; no debe ser realizado por tiempo prolongado pues causaría daños pulpares.
	4. Humedecimiento de la dentina con agua.	Causar la expansión de las fibrillas de colágeno colapsadas durante el secado. Utilizar la humedad adecuada en función del solvente presente en el sistema adhesivo.	Cuidado para no humedecer poco (adhesivos a base de acetona) o en exceso (adhesivos a base de agua).
	5. Aplicación del sistema adhesivo (2 pasos), o del *primer* (3 pasos), tanto en esmalte como dentina.	Promover el contacto del adhesivo con los substratos dentales.	El adhesivo debe ser restregado en la superficie, para facilitar su penetración en las microporosidades de los substratos, por lo menos 10s.
	6. Aplicación de aire comprimido.	Causar la evaporación del solvente y del agua residual de la dentina.	La aplicación del aire comprimido debe ser realizado a la distancia de 20cm para evitar que se incorpore oxigeno en la capa de adhesivo (esto inhibiría la polimerización); el aire comprimido debe ser aplicado hasta que no se visualice movimiento del adhesivo en la superficie (él se torna más viscoso por la ausencia de solventes).
Adhesivos de 2 pasos	**7.1 Repetición de los pasos 5 y 6 (ver recomendaciones del fabricante).**	Saturar más la dentina y el esmalte con monómeros resinosos y promover la unión entre la capa de adhesivo y la resina compuesta.	Esta repetición debe ser siempre realizada, cuando no se observe que el adhesivo tiene una apariencia brillante, húmeda y uniforme sobre las superficies.
Adhesivos de 3 pasos	**7.1 Aplicación del adhesivo (*bond*) tanto en esmalte como dentina.**	Promover la unión entre la capa del adhesivo y la resina compuesta.	No aplique aire comprimido, porque la capa del adhesivo (*bond*) no tiene solvente.
	8. Fotoactivación.	Polimerizar los monómeros.	Dejar la punta del fotopolimerizador próxima de las superficies, para evitar reducción de la intensidad de luz. Cuanto mayor sea el tiempo de polimerización, mayores las propiedades de la capa del adhesivo.

Cuadro 2. Pasos clínicos para los sistemas adhesivos de frasco único que preconizan el grabado ácido a la dentina y esmalte.

SISTEMAS ADHESIVOS AUTOCONDICIONANTES

En estos sistemas, los pasos de grabado ácido previo de la dentina y posterior lavado y secado son eliminados. La presencia del ácido fue incorporada al primer, tornando a éste autoacondicionante. Así el primer autoacondicionante es responsable por la creación de su propia vía de acceso a los tejidos mineralizados. Esto es posible gracias a la adición de monómeros resinosos ácidos que, simultáneamente a la desmineralización, se infiltran en la intimidad de la dentina y copolimerizan después de la fotoactivación. Como consecuencia, la *smear layer* no es disuelta por completo y sí incorporada en la interfase de unión **(Figura 13)**. La interfase de unión formada, tiende a ser menos gruesa que la formada con los sistemas adhesivos convencionales.

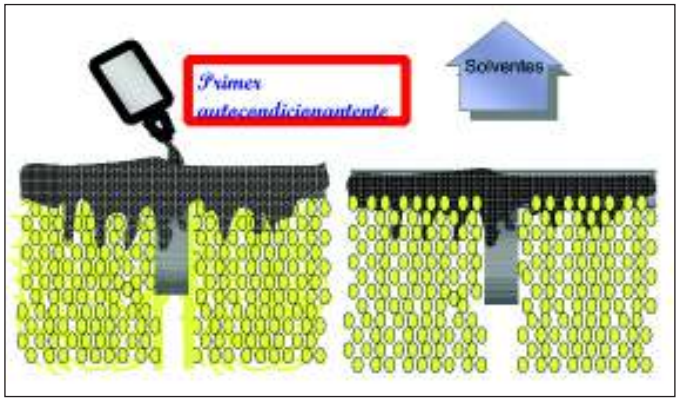

Figura 13. Esquema (corte lateral) de la dentina durante la aplicación del *primer* autocondicionante. A la izquierda: primer siendo aplicado (rojo), y a la derecha después de la evaporación del solvente. Observe que la *smear layer* (gris y negro) fue parcialmente preservada.

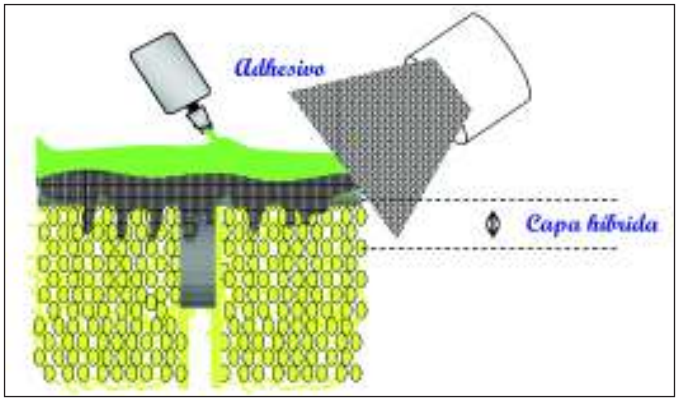

Figura 14. Esquema (corte lateral) de la dentina durante la aplicación del adhesivo (verde). Aplicación del sistema adhesivo (verde), que completa los espacios dejados por el *primer* (rojo), formando la capa híbrida y fotopolimerización.

Descripción de los frascos	Composición de los principales componentes	Número de frascos	MARCAS COMERCIALES
1. Primer autocondiconante 2. Adhesivo	MDP, HEMA, 4-MET; agua; etanol. Bis-GMA, HEMA, MDP, PENTA, UDMA, TEGDMA.	**2 frascos que no son mezclados (*)**	1. Clearfil SE Bond (Kuraray). 2. AdheSE (Ivoclar Vivadent). 3. Tyrian SPE (2 frascos misturáveis) + One Step Plus (Bisco). 4. Optibond Solo SE e Optibond Solo Plus (Kerr). 5. One Coat SE Bond (Coltène).
1. Adhesivo autocondicionante	Esteres de ácido fosfórico; PENTA, UDMA, Bis-GMA/ TEGDMA, Fenil-P; agua.	**2 frascos que son mezclados**	1. Adper Prompt L-Pop (3M ESPE). 2. Xeno III (Dentsply). 3. One Bond Up Plus (Tokuyama).
		1 frasco	1. Clearfil S3 (Kuraray). 2. I-Bond (Heraeus Kulzer). 3. Touch & Bond (Parkell). 4. G-Bond (GC Corp.).

(*) Estos sistemas pueden estar disponibles en *primer* que puede ser mezclado (2 pasos) o no (1 paso).

Cuadro 3. Composiciones básicas de los adhesivos autocondicionantes.

Estos sistemas adhesivos pueden ser comercializados en dos (primer autocondicionante + adhesivo) o en apenas un paso clínico (primer autocondicionante y mezclado con el adhesivo). El primer autocondicionante puede aún ser un frasco único o resultar de la mezcla de dos frascos **(Figura 15).** Los sistemas de paso único pueden ser acondicionados en recipientes separados o no. Tales sistemas fueron recientemente introducidos en el mercado siguiendo la constante búsqueda comercial por la simplificación.

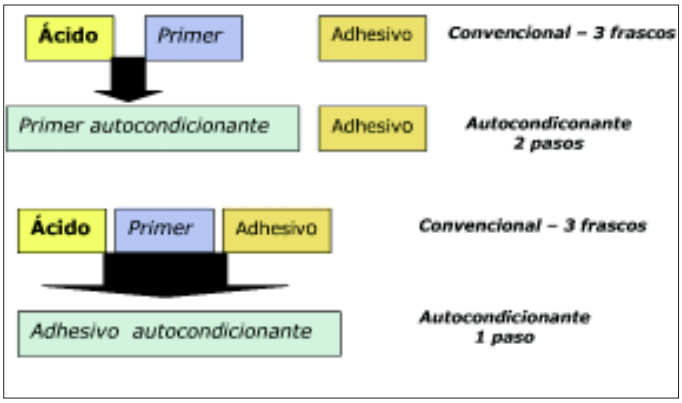

Figura 15. Ejemplos de sistemas adhesivos autocondicionantes presentes en el mercado. Observe que pueden ser de dos pasos o de paso único. El primer de aquellos de dos pasos puede ser comercializado en frasco único o en dos frascos que deben ser mezclados antes de la aplicación.

Los monómeros ácidos presentes en los sistemas autocondicionantes pueden ser monómeros derivados del ácido carboxílico (4-MET) o monómeros fosfonados (Fenil-P; 10-MDP; PENTA) **(Cuadro 3)**.

Genéricamente, los sistemas adhesivos autocondicionantes, principalmente aquellos de dos pasos, poseen el mismo potencial para promover retención y sellado que los adhesivos convencionales **(Tabla 1)**.

CLASIFICACIÓN DE LOS SISTEMAS AUTOCONDICIONANTES

De acuerdo con el potencial ácido, los *primers* pueden ser clasificados en leves (pH>2), moderados (1,1<pH<2) y agresivos (pH<1). Sin embargo la influencia de esta característica en el desempeño de estos sistemas aún es motivo de controversia.

Los monómeros ácidos presentes en los sistemas autocondicionantes pueden ser monómeros derivados del ácido carboxílico (4-MET) o monómeros fosfonados (Fenil-P; 10-MDP; PENTA) **(Cuadro 3)**.

Como la *smear layer* no es removida con estos sistemas autocondicionantes, la influencia del espesor de la capa de *smear layer* fue estudiada. Entretanto, la literatura no presenta ningún resultado concluyente. Como la capa híbrida formada con los adhesivos autocondiconantes posee dos componentes distintos; uno es la *smear layer* hibridizada y el otro es la dentina subyacente hibridizada, es de esperarse que adhesivos más ácidos penetren más profundamente en la dentina, con todo, esto no debe ser visto como una ventaja de estos materiales **(Tabla 2 y Figura 16)**. Esto se debe al hecho de que, los sistemas adhesivos autocondicionante agresivos, son débiles mecánicamente, esto es, se fracturan internamente cuando son sometidos a tensiones en los tests o ensayos, aún presentando capas híbridas tan gruesas como la de los sistemás adhesivos convencionales.

Clasificación	Sistemas adhesivos	Media de resistencia de unión en dentina (MPa)
Autocondicionantes (2 pasos)	Clearfil SE Bond	40.4 ± 4.1 A
	Optibond Solo Self-etching + Adhesive	36.6 ± 4.1 A
	Tyrian SPE + One Step Plus	25.2 ± 4.7 B
Convencional - 3 pasos	Scotchbond Multi Purpose Plus	44.3 ± 3.6 A
Convencional - 2 pasos	Single-Bond	42.1 ± 2.1 A

Tabla 1. Valores de resistencia de unión (MPa) obtenidos por ensayo de microtracción de varios sistemas adhesivos en dentina - letras iguales demuestran valores estadísticamente semejantes (Adaptado de Kenshima et al., 2005).

Clasificación	Sistema adhesivo	Resistencia (MPa)
Convencional, 3 pasos	Scotchbond Multi Uso Plus	32.9 ± 2.3
Autocondicionante leve	Clearfil SE Bond	27.3 ± 2.6
Autocondicionante moderados	Optibond Solo	12.7 ± 2.1
Autocondicionante agresivo	Tyrian SPE + One Step Plus	5.1 ± 0.8

Tabla 2. Resistencia cohesiva de la mezcla de la resina y del primer autocondicionante de sistemas leves, moderados y agresivos en comparación con la resistencia cohesiva de un adhesivo convencional de 2 pasos (Adaptado de Reis et al., 2005).

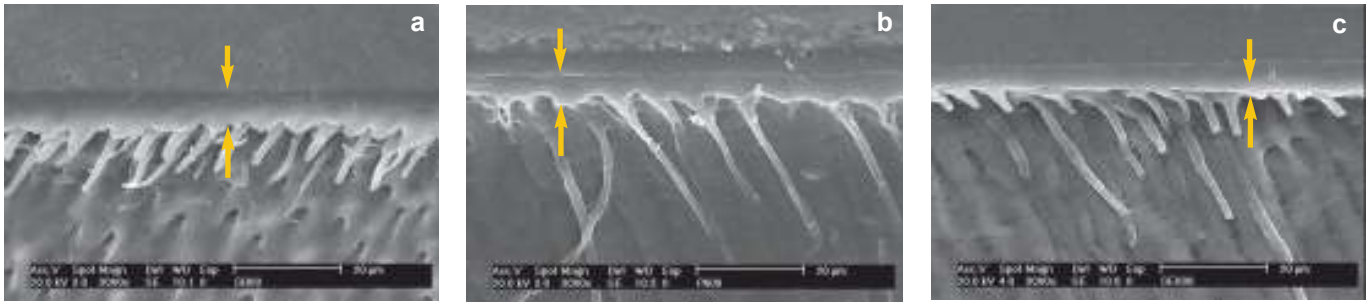

Figura 16. Micrografía electrónica de barrido de interfases adhesivas restauradas con diferentes sistemas adhesivos. **(a)** Representativa de una interfase restaurada con un sistema adhesivo convencional (Single Bond, 3M ESPE) con espesor de capa híbrida (entre flechas) de aproximadamente 5,8 µm. **(b)** La región entre flechas en esta foto es de una interfase de unión restaurada con un sistema autocondicionante agresivo (Adper Prompt, 3M ESPE) con capa híbrida de aproximadamente 4,2 µm. **(c)** Esta foto corresponde a otro sistema adhesivo autocondicionante leve (Clearfil SE Bond, Kuraray) con espesor de capa híbrida aproximada de 1,8µm (Adaptado de Loguercio et al., *in press*).

EL PAPEL DEL AGUA EN LOS SISTEMAS AUTOCONDICIONANTES

La función del agua es ionizar los monómeros ácidos que, a su vez, se tornan aptos a desmineralizar la *smear layer* y la dentina subyacente para formar una capa híbrida verdadera. Los adhesivos autocondicionantes de paso único poseen generalmente una mayor proporción de agua, solventes y monómeros hidrofílicos. Así, hay una tendencia de la capa de adhesivo formado, a ser muy fina, y a sufrir las consecuencias de la inhibición por oxígeno cuando es polimerizada. Además de esto, el gran contenido de solvente evidencia la mayor fragilidad de estos sistemas, una vez que es sabido, que la remoción de los solventes no es conseguida en tiempo clínico y que su presencia en el interior del adhesivo, afecta considerablemente las propiedades mecánicas de la capa de adhesivo. De esta forma, ya fue mostrado que la aplicación de múltiples capas puede favorecer el desempeño de estos autocondicionantes de paso único (Frankenberger et al., 2001;Pashley et al., 2002).

Es esencial que después de la aplicación de los *primers* autocondicionantes, sea aplicado aire comprimido, por tiempo superior a 20 s y a distancia. Este procedimiento elimina el gran exceso de agua y otros solventes presentes en el interior del primer autocondicionante o del adhesivo autocondicionante (paso único) y forma polímeros más resistentes y con menor potencial de degradación a lo largo del tiempo.

El mayor problema de los sistemas adhesivos autocondicionantes, aún es la unión al esmalte, por no presentar resultados tan satisfactorios como aquellos producidos después de la desmineralización con ácido fosfórico. Conforme puede ser visto en la **Figura 17**, patrones de grabado absolutamente distintos son observados después del tratamiento del esmalte con ácido fosfórico y un *primer* autocondicionante moderado. Tres abordajes pueden mejorar la adhesión al esmalte:

1. Leve desgastado (bisel) antes de la aplicación del *primer* autocondicionante (Kanemura et al., 1999).

2. Grabado del esmalte con ácido fosfórico antes de la aplicación del sistema autocondicionante (Perdigão et al., 2000; Torii et al., 2002). Esta técnica tiene la desventaja de condicionar simultáneamente la dentina y esto afectar la unión de los adhesivos autocondicionantes (Torii et al., 2002).

3. Duplicar el tiempo de grabado del *primer* autocondicionante (Ferrari et al., 2000; Perdigão et al., 2006) al aplicar sobre agitación, o sea frotándolo sobre la superficie del esmalte (Miyasaki et al., 2002).

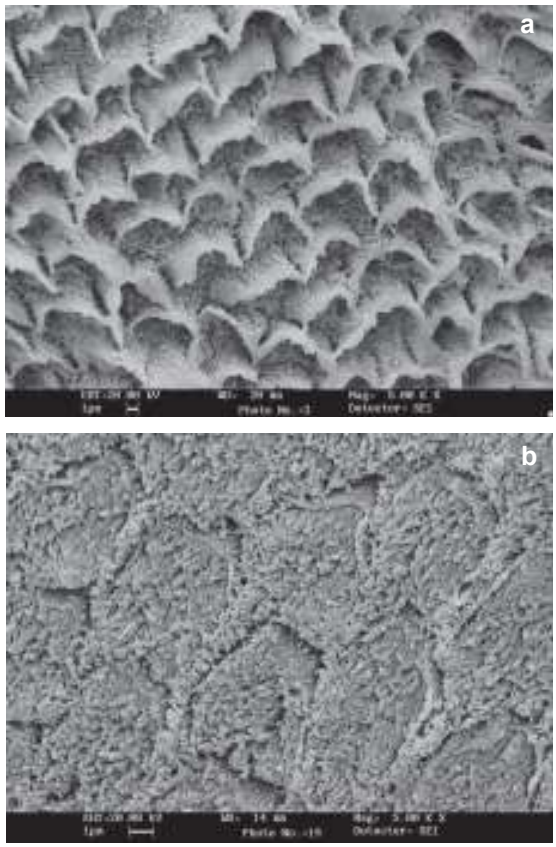

Figura 17. Fotomicrografías de esmalte después del grabado con ácido fosfórico **(a)** y con un *primer* autocondicionante de acidez moderada - NRC (Dentsply) en **(b)**. Observe que el patron de grabado del *primer* autocondicionante utilizado es más suave que aquellos producidos por el ácido fosfórico. **Fotomicrografías gentilmente cedidas por la doctoranda Sandra Kiss Moura, Depto. de Materiales Dentales de la Universidad de São Paulo.**

El **Cuadro 4** indica como los sistemas autocondicionantes deben ser aplicados a los substratos dentales, dando énfasis a los cuidados que deben ser tomados en cada paso clínico.

Pasos clínicos	Función	Cuidados
1. Aplicación del primer autocondicionante (tiempo recomendado de 10 a 20s)	Desmineralización y penetración simultánea en esmalte. En dentina, desmineralización de la *smear layer* y penetración en la dentina subyacente	Este procedimiento debe ser realizado de forma activa, o sea, restregándolo sobre los substratos. En esmalte intacto puede ser aplicado por el doble de tiempo recomendado.
2. Secado con aire comprimido 15s	Evaporación del agua (y otros solventes) que promueven la ionización de los componentes ácidos.	Debe ser realizado a la distancia de 20cm para evitar incorporación de oxígeno (inhibidor de polimerización). Verifique que la superficie del substrato se presente brillante de forma homogénea, caso contrario, repita los procedimientos 1 y 2.
3. Aplicación del adhesivo	Saturar los substratos con más monómeros	Verifique si el adhesivo empleado posee o no solventes volátiles en su composición. Si no los posee, los pasos 4 y 5 no deben ser realizados. Si los posee, se debe aplicar aire comprimido para la eliminación de los solventes.
4. Aplicación de aire comprimido	Evaporación de los solventes presentes en el adhesivo	Debe ser realizado a distancia de 20cm para evitar que se incorpore oxígeno; el aire comprimido debe ser aplicado hasta que no se visualice movimiento del adhesivo en la superficie (se torna más viscoso por la ausencia de solventes).
5. Repetición de los pasos 3 y 4 (ver recomendaciones del fabricante)	Saturar más los substratos con monómeros resinosos	Esta repetición debe ser siempre realizada, cuando no se observe que el adhesivo tiene una apariencia brillante, húmeda y uniforme sobre las superficies.
6. Fotoactivación	Polimerizar los monómeros	Dejar la punta del fotopolimerizador próxima de las superficies, para evitar reducción de la intensidad de luz. Utilizar siempre el tiempo recomendado por el fabricante.

Cuadro 4. Pasos clínicos para los sistemas adhesivos autocondicionantes de dos frascos.

INCOMPATIBILIDAD DE SISTEMAS ADHESIVOS SIMPLIFICADOS, RESINAS Y AGENTES DE CEMENTACIÓN DE ACTIVACIÓN QUÍMICA O DOBLE

Resinas y cementos resinosos químicamente activados o de doble activación que utilizan aminas terciarias como agentes de iniciación de la polimerización son incompatibles con los sistemas adhesivos convencionales (dos pasos) y sistemas adhesivos autocondicionantes (paso único). Estas soluciones son ácidas y al entrar en contacto con una resina o cemento resinoso de polimerización química consume la amina terciaria e impide que ellas inicien el proceso de polimerización. Tanto los sistemas convencionales simplificados (2 pasos) ,como los sistemas autocondicionantes de paso único, no reciben la aplicación de una capa adicional de resina hidrofóbica; sin esta capa adicional, después de la polimerización del adhesivo, la capa superficial que no se polimeriza debido a la inhibición por el oxígeno, contiene los monómeros ácidos que entran en contacto directo con la resina química e inactivan las aminas terciarias básicas (Sanares et al., 2001; Tay et al., 2003b). Como resultado, el adhesivo no se puede unir de forma adecuada en la resina compuesta, pasando a ser la unión débil en la adhesión **(Figuras 18 y 19).**

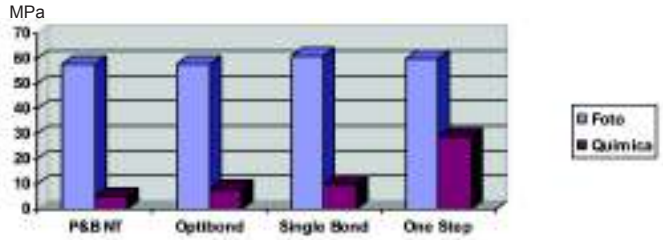

Figura 18. Resistencia de unión de diferentes sistemas adhesivos convencionales, de dos pasos, en función del tipo de resina compuesta empleada. Observe la reducción de los valores de resistencia cuando la resina empleada es de activación química. (Adaptado de Sanares et al., 2001).

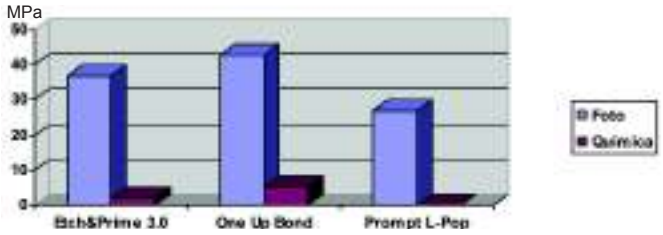

Figura 19. Resistencia de unión a la dentina de diferentes adhesivos autocondicionantes de paso único en función del tipo de resina restauradora. Significantes reducciones de la resistencia de unión son observadas cuando la resina de activación química es empleada (Adaptado de Tay et al., 2003b).

La introducción de sistemas adhesivos de doble polimerización, que incluyen un frasco extra con un co-iniciador químico, que contiene sulfinato benzínico de sodio, tiene la principal función de impedir que las aminas terciarias del agente cementante o resina químicamente activada o de doble activación sean consumidas por los monómeros ácidos del adhesivo simplificado.

Sin embargo, las reacciones químicas adversas son apenas parcialmente responsables por esta incompatibilidad entre los monómeros ácidos del adhesivo y las aminas terciarias básicas de las resinas de activación química o doble. Otro hecho responsable la pobre unión entre adhesivos ácidos simplificados y resinas de activación química o doble, es el hecho de que esos adhesivos, principalmente los autocondicionantes de paso único, se comportan como membranas permeables después de la polimerización (Tay et al., 2002; Tay et al., 2003a).

El hecho de que los adhesivos funcionen como membranas permeables, indica que ellos no garantizan el sellado hermético de la dentina, permitiendo el paso de fluidos a través de la capa del adhesivo en todos los sentidos. La permeabilidad de los adhesivos simplificados se debe a las modificaciones de formulación que fueron introducidas con el objetivo de tornarlos más hidrofílicos y técnicamente simples. Si una resina compuesta fotoactivada fuera mantenida sobre un adhesivo simplificado por 10-20 minutos para solamente después de este período ser fotoactivada, su unión con el sistema adhesivo será bastante débil y ocurrirán fallas en la interfase resina/adhesivo. Como las resinas fotoactivadas poseen un sistema catalítico de polimerización diferente e insensible a las reacciones adversas por el contacto con los monómeros ácidos de los adhesivos, esta falla de unión no puede ser atribuida a la reacción ácido-base entre la resina y el adhesivo (Cheong et al., 2003). Durante el período en que la resina queda en contacto con el adhesivo, existe grande cantidad de iones no reaccionados que se encuentran localizados en la interfase del adhesivo con la resina del propio adhesivo. Esta concentración iónica elevada determina que la interfase se presente hipertónica en relación a la dentina subyacente y, por diferencias en el gradiente osmótico, induzca el movimiento de agua de la dentina en dirección a la interfase resina/adhesivo. El pasaje de agua a través del adhesivo es posible gracias a sus características de permeabilidad. El agua se acumula entonces en la interfase resina/adhesivo formando burbujas que acaban por comprometer la unión entre ambos.

De una forma simple, estas adversidades pueden ser eliminadas por el empleo de sistemas convencionales de 3 pasos o autocondicionantes de 2 pasos que poseen una capa de adhesivo hidrofóbica (Clearfil SE Bond, Kuraray; AdheSE, Vivadent). La solución está en el hecho de que la capa de resina adicional aplicada con esos sistemas es una resina no ácida y relativamente hidrofóbica, por tanto, mucho menos permeable y no es incompatible químicamente con las resinas químicas o sistemas de activación doble (Carvalho et al., 2004). Existen sistemas autocondicionantes de dos pasos en que el adhesivo empleado, después de la aplicación del *primer* autocondicionante, es adhesivo simplificado empleado en la técnica convencional (Tyrian SPE/ One-Step, Bisco; Optibond Solo Plus/ Optibond Solo Self-Etch, Kerr) y por tanto posee el mismo potencial ácido capaz de evitar esta incompatibilidad.

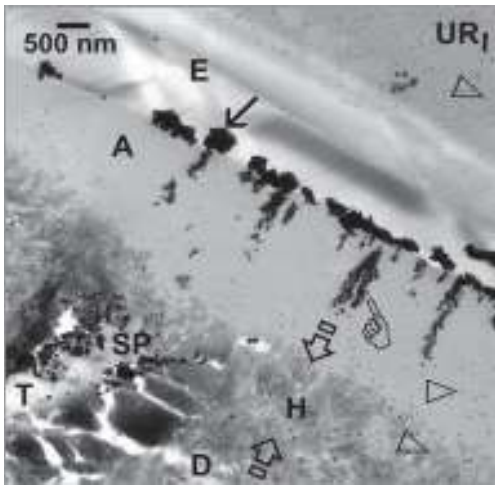

Figura 20. Fotomicrografía electrónica de transmisión obtenida de la interfase adhesiva entre adhesivos simplificados y resinas compuestas, tratada por la técnica de impregnación con nitrato de plata (Tay et al., 2003b). Observar que la impregnación de plata es evidente en la capa de adhesivo y forma trazados de permeabilidad que siguen los sítios hidrofílicos del material, extendiéndose de la capa híbrida (H) hasta la interfase entre el adhesivo (A) y la resina restauradora, formando burbujas en esta región (flechas). Los "caminos" de la plata en la estructura del adhesivo asumen forma semejante a las ramificaciones de una rama de árbol (water-trees). Fotomicrografías gentilmente cedida por el Dr. Franklin Tay, Universidad de Hong Kong, China.

ADICIÓN DE CARGA A LOS SISTEMAS ADHESIVOS

Entre los adhesivos convencionales y autocondicionantes, existen representantes que incorporan partículas de carga de sílice con tamaño nanométrico en su composición. El desarrollo de estos sistemas forma una interfase de unión resistente a las tensiones generadas por la contracción de polimerización de la resina restauradora. Teóricamente, estos adhesivos con carga tendrían dos ventajas:

1. Debido al tamaño nanométrico, las partículas de carga podrían penetrar por los espacios interfibrilares y aumentar las propiedades mecánicas de la capa híbrida, que pasaron de esta forma, a ser más resistentes a las tensiones de tracción generadas por la contracción de polimerización. Entre tanto, estas partículas solamente son observadas en la parte superior de la capa híbrida y en la desembocadura de los túbulos dentinarios, lo que denota que ellas no se infiltran en los espacios interfibrilares de colágeno desmineralizado (Tay et al., 1999). Esto se debe a la alta tendencia que estas partículas poseen de aglomerarse formando partículas con tamaño muy superior al necesario para penetrar entre las fibrillas de colágeno.

2. La segunda ventaja es que por aumentar la viscosidad del material, la inclusión de partículas de carga puede conllevar la formación de capas de adhesivo más espesas. Esta capa más espesa, al poseer un módulo de elasticidad intermediario entre la resina compuesta y la dentina desmineralizada, funcionaria como una "capa elástica" resiliente, capaz de absorber parte de las tensiones masticatorias y evitando la concentración de tensiones en la interfase adhesiva. La adición de carga torna estos materiales radiopacos, lo que facilitaría en el diagnóstico, diferencias entre exceso de adhesivo y lesión de caries remanente o recidivante en la interfase restaurada.

SISTEMAS ADHESIVOS A BASE DE IONÓMERO DE VIDRIO

Estos son los únicos realmente adhesivos a la estructura dentaria, sin que haya necesidad previa de crearse retenciones adicionales. Ellos son presentados en la forma de polvo y líquido que deben ser mezclados previamente a su aplicación. El polvo contiene un vidrio de aluminio-flúor-silicato y el líquido es una solución de ácido polialquinoico.

De forma general es realizado un pré-tratamiento con ácido polialquinoico, pues esto aumenta de forma significativa la unión a los substratos (Inoue et al., 2001), especialmente cuando son utilizadas puntas diamantadas de alta abrasividad, pues producen *smear layers* compactas y espesas. El ácido polialquinoico es aplicado por 10-20s seguido de lavado. La dentina debe sestar seca, pero no deshidratada. Tal aplicación promueve la limpieza de la superficie y desmineraliza parcialmente la capa de detritus (Van Meerbeek et al., 2003).

El mecanismo de unión de los adhesivos de ionómeros de vidrio al substrato dentario se da básicamente debido a:

1) Traba mecánica: esto es alcanzado por una hibridización suave con algunas fibrillas de colágenos cubiertas por hidroxiapatita (el ácido polialquinoico no es capaz de exponer fibrillas de colágeno);

2) Adhesión química : esto ocurre por la unión entre los grupos carboxílicos del ácido polialquinoico y el calcio de la hidroxiapatita que permanece al rededor de las fibrillas de colágeno (igual a la adhesión química alcanzada por los cementos de ionómero de vidrio).

Este sistema adhesivo es muy poco utilizado y mucho menos estudiado que los sistemas convencionales y autocondicionantes, pero son obtenidos excelentes resultados de retención de restauraciones de resina compuesta en cavidades Clase V, después de tres años, en comparación con los sistemas previamente descritos (Matis et al., 1996; Van Dijiken, 2000).

TIEMPO CLÍNICO Y COSTO DE LOS SISTEMAS ADHESIVOS ACTUALES

Dos factores muy importantes para la selección y utilización de un sistema adhesivo es el tiempo clínico de aplicación y el costo. Desafortunadamente, los odontólogos, tienden a entender la simplificación de la técnica como la disminución del número de frascos y no del tiempo para la aplicación de los sistemas adhesivos. Observe la **Figura 21.**

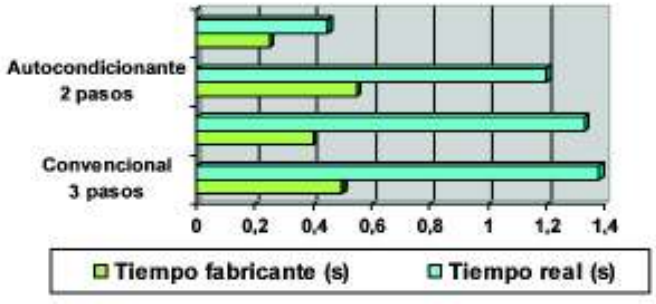

Figura 21. Tiempo preconizado por el fabricante (s) y tiempo real de aplicación clínica (s) de adhesivos autocondicionantes de 1 paso (Prompt L-Pop, 3MESPE) y de 2 pasos (Clearfil Liner Bond, Kuraray) y convencionales de 2 pasos (Single-Bond, 3MESPE) y de 3 pasos (Scotchbond Multi-Purpose, 3MESPE). (Adaptado de Carvalho et al., 2002)

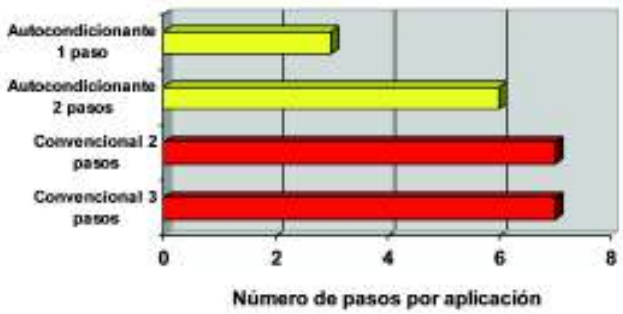

Figura 22. Número de pasos por aplicación de adhesivos autocondicionantes de 1 paso (Prompt L-Pop, 3MESPE) y de 2 pasos (Clearfil Liner Bond, Kuraray) y convencionales de 2 pasos (Single-Bond, 3MESPE) y de 3 pasos (Scotchbond Multi-Purpose, 3MESPE). (Adaptado de CRA, 2000; 2005).

Al comparar los adhesivos convencionales de dos y tres pasos **(Figura 22)**. A pesar de uno de ellos tener menos frascos, el tiempo de aplicación clínica es muy semejante al sistema adhesivo de tres pasos. Lo mismo se observa para los adhesivos autocondicionantes de 2 pasos en relación a los convencionales. Ya los adhesivos autocondicionantes de 1 paso parecen disminuir significativamente el tiempo clínico de aplicación. No obstante, en función de los pésimos resultados de este material en estudios clínicos, algunos fabricantes pasaron a preconizar el aumento de tiempo de aplicación, como puede ser visto recientemente en el manual del Adper Prompt L-Pop (3MESPE, sucesor del Prompt L-Pop). Vale resaltar el hecho de que, SIEMPRE, el fabricante va a indicar que su producto posee un tiempo de aplicación clínica inferior al que ocurre en la práctica clínica diaria (CRA, 2000; 2005; Carvalho et al., 2002; **Figura 21 y Figura 22**).

En general, no pensamos que la cantidad de producto de un frasco de adhesivo sea diferente de una marca comercial para otra. Por ejemplo, manteniendo constante el volumen empleado en cada aplicación, un frasco de adhesivo Prime & Bond NT es suficiente para 100 aplicaciones, en cuanto un frasco de Single-Bond permite hasta 268 aplicaciones (Garone Filho, 2002). Como el uso repetido lleva a la evaporación del solvente, este número de aplicaciones tiende a ser menor. Además de esto, la evaporación precoz de solventes perjudica la resistencia de unión y aumenta la filtración marginal, particularmente en los casos de adhesivos a base de acetona (Perdigão et al., 1999; Lima et al., 2005). Observe en las **Figura 23 y Figura 24**, el costo total por aplicación (en dólares) de algunos sistemas adhesivos disponibles en el mercado brasileño.

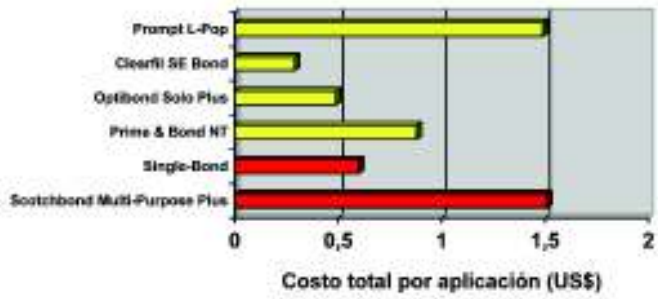

Figura 23. Costo total por aplicación (US$) para varios sistemas adhesivos disponibles en el mercado brasilero (Adaptado de CRA, 2000; 2005).

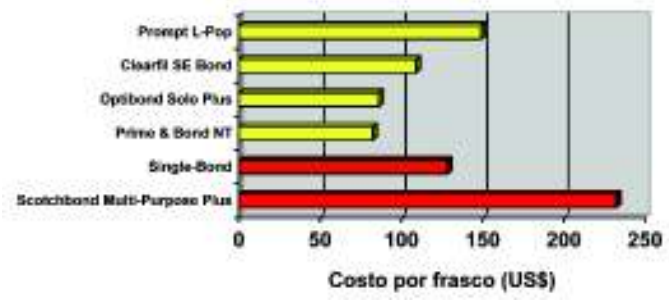

Figura 24. Costo por frasco (US$) para varios sistemas adhesivos disponibles en el mercado brasilero (Adaptado de CRA, 2000; 2005).

DURABILIDAD DE UNIÓN

Los adhesivos actuales, en su gran mayoría, presentan buenos valores de resistencia de unión inmediata a la estructura dentaria y buena adaptación marginal en los test de laboratorio. Con todo, estos test pueden ser vistos a penas como indicativos del comportamiento de los materiales, particularmente y al categorizar los diferentes tipos. Es importante que se sepa esto porque, dependiendo de factores relacionados principalmente al material, la técnica de aplicación y al operador, puede ocurrir una variación en los valores de los resultados inmediatos encontrados para un mismo material adhesivo y, esto puede no tener mayor significado clínico. De esta forma, en los últimos años se ha dado énfasis al análisis de la durabilidad de unión en un corto espacio de tiempo. Existen hoy varios métodos de evaluar el envejecimiento de la interfase adhesiva, pero se destaca el test de microtracción (Shono et al., 1999).

Entre tanto, a pesar de que estos modelos experimentales de envejecimiento de la adhesión sean muy prácticos y colaboren para un análisis inicial, ellos no pueden predecir todas las variables que pueden ocurrir dentro de la cavidad oral. Realmente, no existen estudios que tengan correlacionado los valores de resistencia de unión obtenidos en estudios *in vitro* y en evaluaciones clínicas (Oilo, Austrheimn, 1993; Neo, Chew, 1996). A pesar de que recientemente, Donmez et al. (2005) demostrará que el mecanismo de degradación *in vitro* e *in vivo* es muy semejante.

De esta manera, el test final para el análisis de materiales y técnicas adhesivas aún continúa siendo la evaluación clínica, particularmente en lesiones no cariosas cervicales. Segundo DeMunck et al. (2005), el uso de lesiones cervicales para la evaluación clínica de materiales adhesivos se debe a diferentes factores: 1) las lesiones cervicales son completamente expulsivas y, por tanto, la pérdida de retención (caída de la restauración) sólo puede ser ocasionada por una falla de la adhesión; 2) siempre presentan márgenes en esmalte y dentina; 3) como son lesiones más comunes en la cara vestibular de dientes anteriores y premolares, promueven fácil acceso para todos los procedimientos restauradores y de evaluación; 4) el preparo previo a la restauración es mínimo o innecesario, y relativamente fácil de ser ejecutado, reduciendo así las variables relativas al operador; 5) alta prevalencia, siendo en general, encontradas varias lesiones en un único paciente, facilitando así la selección del paciente y el desarrollo del diseño del estudio y; 6) a pesar de la variabilidad de factores de configuración cavitaria y del resultado de esto (generación de gran tensión en la Interfase de unión), las propiedades de los materiales utilizados para la restauración parecen ser menos importantes que el procedimiento de unión propiamente dicho (Browning et al., 2000; Tyas and Burrow, 2002; Van Meerbeek et al., 2004; Loguercio et al., 2005).

Además de los factores descritos, Tay, Pashley (2004) indican que existe una tendencia de menor eficiencia de la adhesión en este substrato y, esto ha sido atribuido a la combinación de factores que incluyen la obliteración de los túbulos dentinarios, la presencia de una capa de dentina hipermineralizada ácido-resistente y la presencia de una capa hipermineralizada con inclusión de bacterias. Es un hecho que la resistencia de unión en dentina esclerosada de lesiones de Clase V no cariosas tratadas de forma semejante al substrato normal posee una resistencia de unión generalmente 25% inferior (Yoshiyama et al., 1996).

El aumento del tiempo de grabado o la asperización con instrumentos cortantes rotatorios y puntas de diamante son detalles sugeridos, en la técnica adhesiva para los dos tipos de sistemas adhesivos, para optimizar la adhesión en estos substratos alterados o hipermineralizados (Prati et al., 1999; Lopes et al., 2003), con todo la única evaluación clínica encontrada demostró que: después de 3 años las restauraciones cervicales presentan mayor porcentaje de falla en las restauraciones (75%) cuando fue realizada una asperización de la superficie de la dentina, comparada a la pérdida de retención (42,9%) cuando no se realizó el procedimiento (Van Dijken, 2000).

Recientemente Peumans et al. (2005) realizaron una revisión sistemática de las evaluaciones clínicas en cavidades clase V (cariosas o no) realizadas entre enero de 1998 a mayo del 2004 de acuerdo con sistemas adhesivos disponibles en el mercado. Fueron al en total revisados 85 artículos, de los cuales la gran mayoría eran resúmenes (50), lo que perjudico significativamente el análisis de los resultados. Los estudios clínicos con materiales dentarios son caros y demoran bastante tiempo para ser concluidos. Como la tecnología se desenvuelve rápidamente, cuando la evaluación clínica presenta resultados conclusivos, posiblemente el sistema adhesivo ya fue substituido en el mercado por una generación nueva, no siempre con mejor *performance* clínico, como es el caso de los adhesivos simplificados actuales **(Figura 25)**.

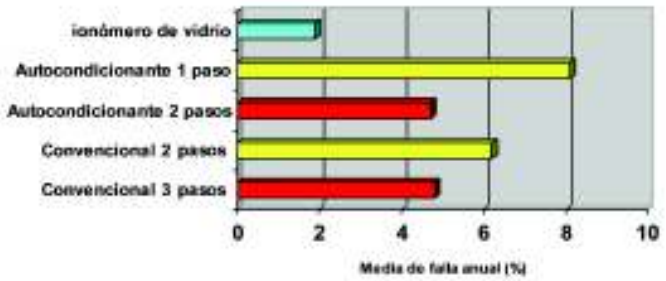

Figura 25. Media anual de falla (%) de restauraciones que sufrieron pérdida de retención (caída) por año, para las diferentes estrategias de unión a la estructura dentaria (Adaptado de Peumans et al., 2005).

La media anual de falla (%), o sea, el número porcentual de restauraciones que sufrieron pérdida de retención (caída) por año fue menor para los adhesivos convencionales de 3 pasos (4,8% variando de 0-16%) y para los adhesivos autocondicionantes de 2 pasos (4,7% variando de 0-19,3%) en comparación con los adhesivos convencionales de 2 pasos (6,2%

variando de 0-19,5%) y para los adhesivos autocondicionantes de 1 paso (8,1% variando de 0-48%).

Observe que, prácticamente no existen adhesivos convencionales de 3 pasos disponibles en el mercado nacional actualmente. La única marca comercialmente disponible es el adhesivo Scotchbond Multi Propósito (3MESPE). Ya los adhesivos autocondicionantes de 2 pasos, a pesar de tener excelente porcentaje de retención, principalmente el adhesivo Clearfil SE Bond (Kuraray) carecen de una mejoría en la unión al esmalte, como ya se ha dicho.

Los sistemas adhesivos convencionales de 2 pasos son, sin duda, los más utilizados por los odontólogos en el Brasil y en América Latina, a pesar de que los resultados de retención no son tan buenos, o sea, 6,2% (variando de 0-19,5%) en relación a los sistemas anteriormente comentados. Observe que la variación de 0% (ninguna pérdida anual) a 19,5% se debe al hecho de que existen materiales diferentes dentro de esta clasificación, particularmente en relación al solvente.

Adhesivos que tienen en su composición solventes como el etanol (Optibond Solo Plus/Kerr) o agua (Adper Single Bond/3M ESPE) tienden a presentar resultados más favorables que los adhesivos a base de acetona (Peumans et al., 2005; DeMunck et al., 2005). El sistema adhesivo One-Step (Bisco), por ejemplo, ha demostrado bajos valores de retención en varios estudios clínicos (Van Dijken, 2000; Baratieri et al., 2003). Excepción a está regla parece ser el caso de los adhesivos de la Dentsply (Prime & Bond 2.1 y Prime & Bond NT).

Adhesivos autocondicionantes de 1 paso no deben ser utilizados, pues en general, presentan bajo porcentaje de retención y alto porcentaje de decoloración marginal, particularmente en los márgenes de esmalte. Apenas algunos estudios han mostrado buenos resultados con el Adper Prompt L-Pop (Bittencourt et al., 2005; Peumans et al., 2005; Loguercio et al., 2006).

El ionómero de vidrio (adhesivo o cemento) tuvo el mejor desempeño, demostrando una pérdida de 1,9% (variando de 0-7,6%). Esto debe ser atribuido a la unión química de este material con la estructura dentaria. Con todo, se sabe que los cementos de ionómero de vidrio carecen de propiedades estéticas y mecánicas, debiendo ser utilizados siempre asociados a la resina compuesta (técnica del sándwich).

CONSIDERACIONES FINALES

Indiscutiblemente, la simplificación de la técnica propicia confort y economía de tiempo para el paciente y el clínico y es en pro de esta ventaja que una avalancha de productos simplificados fueron lanzados al mercado. Con todo queda evidente en el **Cuadro 5** que, contrariamente a la tendencia de producción de sistemas adhesivos simplificados, los datos oriundos de investigaciones de laboratorio y clínicas, hasta el presente momento, son convergentes en mostrar que los sistemas convencionales de tres pasos o autocondicionantes de 2 pasos son los que presentan mejor desempeño en el mayor número de requisitos.

Por lo tanto, la elección de un sistema adhesivo para usos rutinario en clínica, requiere un proceso de cognición basado en el juzgamiento y decisión. La selección de un producto debe ser prioritariamente fundamentada en evidencias científicas que atesten su eficacia. Otros factores como costo, sensibilidad de la técnica y durabilidad de la unión deben ser igualmente ponderados durante la definición. Se debe de una forma general, evitar el uso de materiales que acaban de ser lanzados en el mercado. Es frecuente el lanzamiento de nuevos productos sin respaldo científico suficiente, muchas veces apenas por intereses comerciales. Ciertamente, los productos recién lanzados carecen de evaluaciones clínicas de media duración en la cavidad bucal. Ningún test de ensayo en laboratorio es capaz de simular y predecir, en corto espacio de tiempo, el desempeño del material cuando sujeto a una serie de variables presentes en la cavidad bucal. Las evaluaciones clínicas tienen un valioso papel en la evaluación de un sistema adhesivo, particularmente las evaluaciones en lesiones cervicales, pues permiten averiguar la capacidad de retención y sellado de estos sistemas y en cuanto a las evidencias y hallazgos científicos que estos materiales poseen son relevantes en la práctica diaria.

AGRADECIMIENTOS

Los autores quisieran agradecer a los amigos y siempre maestros Prof. Dr. Ricardo Marins de Carvalho (Depto. de Prótesis, Facultad de Odontología de Bauru, Universidad de São Paulo) y Prof. Dra. Rosa Helena Miranda Grande (Depto. de Materiales Dentarios, Facultad de Odontología de São Paulo, Universidad de São Paulo) por sus sugerencias y revisión de la parte inicial del texto.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

1. Baratieri LN, Canabarro S, Lopes GC, Ritter AV. Effect of resin viscosity and enamel beveling on the clinical performance of class V composite restorations: three-year results. Oper Dent 2003;28: 482-7.
2. Bittencourt DD, Ezecelevski IG, Reis A, Van Dijken JW, Loguercio AD. An 18-months' evaluation of self-etch and etch & rinse adhesive in non-carious cervical lesions. Acta Odontol Scand 2005;63:173-8.
3. Browning WD, Brackett WW, Gilpatrick RO. Two-year clinical comparison of a microfilled and a hybrid resin-based composite in noncarious class V lesions. Oper Dent 2000; 25:46-50.

Adhesivo/número de pasos	Tiempo de aplicación clínica	Múltiple indicación	Resistencia de unión a la dentina	Adaptación e infiltración marginal	Desempeño clínico y durablidad
Convencional/3 pasos	-	+++	+++	+++	+++
Convencional/2 pasos	+	++	++	+	+ ó ++ (*)
Autocondicionante/2 pasos	++	++	+	+ ó ++ (**)	++
Autocondicionante/1 paso	+++	-	-	-	-

Cuadro 5. Categorización del desempeño de los sistemas adhesivos (Adaptado de Van Meerbeek et al., 2003; Carvalho et al., 2004; DeMunck et al., 2005).

(*) Depende del solvente presente en el material: adhesivos convencionales a base de acetona han presentado peores resultados cuando son comparados con adhesivos convencionales a base de etanol y etanol/ agua;
(**) Depende de la composición del adhesivo a ser aplicado: sistemas autocondicionantes cuyo adhesivo (capa aplicada después del primer autocondicionante) es hidrófilo, presenta peores resultados que los sistemas con adhesivos hidrófobos.

4. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 1955; 43:83-89.
5. Cardoso PC, Loguercio AD, Vieira LCC, Baratieri LN, Reis A. Effect of prolonged application times on resin-dentin bond strengths. J Adhes Dent 2005; 7:143-149.
6. Carvalho RM, Carrilho MRO, Pereira LCG, Garcia FCP, Marquezini Jr L, Andrade e Silva SM, Kussmaul APM. Sistemas adesivos: fundamentos para a compreensão de sua aplicação e desempenho clínico. Biodonto 2004; 2:1-85.
7. Carvalho RM, Yoshiyama M, Pashley EL, Pashley DH. In vitro study on the dimensional changes of human dentine after demineralization. Arch Oral Biol, 1996b;41:369-377.
8. Carvalho RV, Lima FG, DeMarco FF. Os adesivos simplificados reduceem efetivamente o tempo de trabalho? JBD 2002; 1:338-342.
9. Cheong C, King NM, Pashley DH, Ferrari M, Toledano M, Tay FR. Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: two-step vs one-step systems. Oper Dent 2003; 28:747-755.
10. CRA newsletter. Enamel-dentin adhesives. November, 2000. http://www.cranews.com/additional_study/2000/00-11/index.htm. Acessado em 24 de fevereiro de 2006.
11. CRA newsletter. Single-bottle self-etch adhesives. April, 2005. http://www.cranews.com/additional_study/2005/05-04/index.htm. Acessado em 24 de fevereiro de 2006.
12. Dal-Bianco K, Pellizzaro A, Patzlaft R, Bauer JRO, Loguercio AD, Reis A. Effects of moisture degree and adhesive agitation on the immediate resin-dentin bond strength. Dent Mater, in press, 2006.
13. De Goes MF, Pachane GC, Garcia-Godoy F. Resin bond strength with different methods to remove excess water from the dentin. Am J Dent 1997; 10:298-301.
14. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. J Dent Res 2005; 84:118-32.
15. 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.J Dent Res 2003; 82:136-40.
16. Donmez N, Belli S, Pashley DH, Tay FR. Ultrastructural correlates of in vivo/in vitro bond degradation in self-etch adhesives. J Dent Res 2005; 84:355-359.
17. Ferrari M, Mason PN, Vichi A, Davidson CL. Role of hybridization on marginal leakage and bond strength. Am J Dent 2000; 13:329-336.
18. Frankenberger R, Perdigão J, Rosa BT, Lopes M. "No-bottle" vs "multi-bottle" dentin adhesives-a microtensile bond strength and morphological study. Dent Mater 2001; 17:373-80.
19. Garone Filho W. Adesão em esmalte e dentina. In: Cardoso RJA, Gonçalves EAN. Dentística - Laser. Editora Artes Médicas: São Paulo, 1: 27-56, 2003.
20. Gwinnett AJ. Dentin bond strength after air drying and rewetting. Am J Dent 1994; 7:144-148.
21. Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H. Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on microtensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. Dent Mater 2001; 17:445-455.
22. Jacobsen T, Soderholm KJ. Effect of primer solvent, primer agitation, and dentin dryness on shear bond strength to dentin. Am J Dent 1998; 11:225-228.
23. Kanemura N, Sano H, Tagami J. Tensile bond strength to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces. J Dent 1999; 27:523-530.
24. Kenshima S, Reis A, Uceda-Gomez N, Tancredo LLF, Rodrigues-Filho LE, Nogueira FN, Loguercio A. Effect of smear layer thickness and pH of self-etching adhesive systems on the bond strength and gaps formation to dentin. J Adhes Dent 2005; 7:117-126.
25. Lima FG, Moraes RR, Demarco FF, Del Pino FA, Powers J. One-bottle adhesives: in vitro analysis of solvent volatilization and sealing ability. Pesqui Odontol Bras 2005; 19: 278-283.
26. Loguercio AD, Costenaro A Silveira AP, Ribeiro NR, Rossi TR, Reis A. A six-month clinical study of a self-etch and an etch-&-rinse adhesive applied as recommended and after duplicating the number of adhesive coats. J Adhes Dent 2006 8.
27. Loguercio AD, Reis A, Bortoli G, Patzlaff R, Kenshima S, Rodrigues Filho LE, van Dijken JWV. Influence of adhesive systems on interfacial dentin gap formation in vitro. Oper Dent in press, 2006
28. Loguercio AD, Zago C, Leal K, Ribeiro NR, Reis A. One-year clinical evaluation of a flowable resin liner associated to a microhybrid resin in non-carious cervical lesions. Clin Oral Invest 2005; 9:18-20.
29. Lopes GC; Vieira LCC; Monteiro S, Caldeira de Andrada M, Baratieri CM. Dentin bonding: effect of degree of mineralization and acid etching time. Oper Dent 2003; 28:429-439.
30. Matis BA, Cochran M, Carlson T. Longevity of glass-ionomer restorative materials: results of a 10-year evaluation. Quintessence Int 1996; 27:373-82.
31. Miyasaki M, Hinoura K, Honjo G, Onose H. Effect of self-etching primer application method on enamel bond strength. Am J Dent 2002; 15:412-416.
32. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. J Biomed Mater Res 1982; 16:265-273.
33. Neo J, Chew CL. Direct tooth-colored materials for noncarious lesions: a 3-year clinical report. Quintessence Int 1996; 27:183-8.
34. Oilo A, Austrheimn, EK. In vitro quality testing of dentin adhesives. Acta Odontol Scand 1993; 51: 263-269.
35. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. Quintessence Int 1993; 24:618-631.
36. Pashley DH. Smear layer: physiological considerations. Oper Dent 1984; 3:13-29.
37. Pashley EL, Agee KA, Pashley DH, Tay, FR. Effects of one versus two applications of an unfilled, all-in-one adhesive on dentine bonding. J Dent 2002; 30:83-90.
38. Paul SJ, Leach M, Rueggeberg FA, Pashley DH. Effect of water content on the physical properties of model dentine primer and bonding resins. J Dent 1999; 27:209-214.
39. Perdigao J, Gomes G, Lopes MM. Influence of conditioning time on enamel adhesion. Quintessence Int 2006; 37:35-41.
40. Perdigão J, May KN Jr, Wilder AD Jr, Lopes M. The effect of depth of dentin demineralization on bond strengths and morphology of the hybrid layer. Oper Dent 2000;25:186-194
41. Perdigão J, Swift EJ Jr, Lopes GC. Effects of repeated use on bond strengths of one-bottle adhesives. Quintessence Int 1999; 30:819-823.
42. Peumans, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contiemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. Dent Mater 2005;21:864-81.
43. Plasmans PJ, Creugers NH, Hermsen RJ, Vrijhoef MM. Intraoral humidity during operative procedures. J Dent 1994; 22:89-91.
44. Prati C, Chersoni S, Mongiorgi R, Montanari G, Pashley DH. Thickness and morphology of resin-infiltrated dentin layer in young, old, and sclerotic dentin. Oper Dent 1999; 24:66-72.
45. Reis A, Carrilho MRO, Loguercio AD, Grande, RHM. Sistemas adesivos atuais. JBC 2001;5:455-466.
46. Reis A, Grandi V, Carlotto L, Bortoli G, Patzlaft R, Accorinte MLR, Loguercio AD. Effect of smear layer thickness and acidity of self-etching solutions on early and long-term bond strength to dentin. J Dent 2005; 33:549-59.
47. Reis A, Loguercio AD, Azevedo CLN, Carvalho RM, Singer JM, Grande RHM. Moisture spectrum of demineralized dentin for different solvent-based adhesive system. J Adhes Dent 2003; 5:183-192.
48. Rosales-Leal JI, Osorio R, Holgado-Terriza JA, Cabrerizo-Vilchez MA, Toledano M. Dentin wetting by four adhesive systems. Dent Mater 2001; 17:526-532.
49. Rueggeberg FA, Margeson DH. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. J Dent Res 1990; 69:1652-1658.
50. Sanares AME, King NM, Ittagarun A, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interations between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. Dent Mater 2001; 17:542-556.
51. Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. J Dent Res 1999; 78:699-705.
52. Simonsen RJ. Pit and fissure sealant: review of the literature. Pediatr Dent 2002; 24:393-414.
53. Swift Jr EJ, Perdigão J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. Quintessence Int 1995; 26:95-110.
54. Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SH. Variability in microleakage observed in a total-etch wet-bonding technique under different handling conditions. J Dent Res, 1995; 74:1168-1178.
55. Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SH. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free acetone-based, single-bottle primer/adhesives. Dent Mater 1996; 12:236-244.
56. Tay FR, Moulding KM, Pashley DH. Distribution of nanofillers form a simplified-step adhesive in acid-conditioned dentin. J Adhes Dent 1999; 2:103-117.
57. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesive are permeable membranes. J Dent 2002;30:371-382.
58. Tay FR, Pashley DH, Yiu CKY, Sanares AME, Wei SHY. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemical-cured or dual-cured composites. Part I, single-step, self-etch adhesive. J Adhes Dent 2003b; 5:27-40.
59. Tay FR, Pashley DH. Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. J Dent 2004; 32:173-196.
60. Tay FR, Pashley DH. Water treeing. A potencial mechanism for degradation of dentin adhesives. Am J Dent 2003a; 16:6-12.
61. Torii Y, Itou K, Nishitani Y, Ishikawa K, Suzuki K. Effect of phosphoric acid etching prior to self-etching primer application on adhesion of resin composite to enamel and dentin. Am J Dent 2002; 15:305-308.
62. Tyas MJ, Burrow MF. Clinical evaluation of a resin-modified glass ionomer adhesive system-results at five years. Oper Dent 2002; 27:438-441.
63. Van Dijken JW. Clinical evaluation of three adhesive systems in class V non-carious lesions. Dent Mater 2000; 16:285-291.
64. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijav P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Oper Dent 2003; 28:215-235.
65. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle, G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. J Dent Res 1992; 71:1530-1540.
66. Van Meerbeek B, Kanumilli PV, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Peumans M. A randomized, controlled trial evaluating the three-year clinical effectiveness of two etch & rinse adhesives in cervical lesions. Oper Dent 2004; 29:376-85.
67. Wilder Jr AD, Swift Jr EJ, May Jr KN, Waddell SL. Bond strengths of conventional and simplified bonding systems. Am J Dent 1998; 11:114-117.
68. Yoshiyama M, Sano H, Ebisu S, Tagami J, Ciucchi B, Carvalho RM, Johnson MH, Pashley DH. Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. J Dent Res 1996; 75:1404-1413.

ARTÍCULO RECIBIDO: 25/04/06

ARTÍCULO ACEPTADO: 11/07/06