

Trabajos Originales:

INFLUENCIA DEL TIEMPO DE ALMACENAMIENTO EN LA RESISTENCIA DE UNIÓN A LA DENTINA DESPROTEINIZADA, UTILIZANDO TRES DIFERENTES ADHESIVOS DENTALES

Recibido para arbitraje: 23/04/2010

Aceptado para publicación: 12/01/2011

- Irany Porto Gurgel do Amaral*
- Marcelo Ataíde Feitosa**
- Mávio Eduardo Azevedo Bispo**
- Marcos Antonio Japiassú Resende Montes***

* Doctoranda en Odontología Restauradora, Facultad de Odontología de Pernambuco, Universidade de Pernambuco, Pernambuco, Brasil.

** Alumno de Pregado de la Facultad de Odontología de Pernambuco, Pernambuco, Brasil

** Alumno de Pregrado de la Facultad de Odontología de Pernambuco, Pernambuco, Brasil

***Profesor Doctor Adjunto de la Disciplina de Materiales Dentales de la Facultad de Odontología de Pernambuco, Pernambuco, Brasil.

Correo: iranyporto@ibest.com.br

RESUMEN

Este estudio "in vitro" tuvo como objetivo evaluar a lo largo del tiempo (24 horas y 6 meses), el tratamiento del sustrato dentinario (desmineralización, desproteínización y antioxidante) y su influencia en la resistencia de la unión a la dentina, con tres adhesivos dentales. Noventa terceros molares humanos sanos recién extraídos se utilizaron: 72 para el ensayo de microtracción y 18 para análisis de interfaz en Microscopio electrónico de barrido (MEB). Estos fueron divididos aleatoriamente en tres grupos: AdperTM Scotchbond Multi-Usó (n=24); AdperTM Single Bond 2 (n=24); y XP Bond (n=24). Cada grupo fue dividido en 6 subgrupos (n = 4) de acuerdo con el tratamiento de la superficie dentinaria y el tiempo de evaluación. Sobre la zona de unión de todos los cuerpos de prueba se hizo un cilindro de 5 mm con resina compuesta FiltekTM Z250 (3M ESPE). Para el ensayo de microtracción se obtuvieron palillos (0,8 mm²). El análisis estadístico mostró que, a excepción del adhesivo XP Bond (65,07 ± 23,05), cuando se utilizó NaOCl, las otras medias fueron mayores en el tiempo de 6 meses que en 24 horas. El análisis del MEB mostró un patrón morfológico con capa híbrida uniforme y tags regulares. Considerando los resultados, se concluyó que la técnica con NaOCl dependió del sistema adhesivo y el tiempo, que la neutralización con el ascorbato de sodio revertió los valores obtenidos con NaOCl para ciertos grupos.

Palabras claves: Dentina, Hipoclorito de sodio, Resistencia a la tracción, Adhesivos dentales.

ABSTRACT

This in vitro study investigated the influence of time (24h and 6 months) the treatment of the dentin substrate (demineralization, deproteinization, and antioxidant), and its influence on the bond strength using three dental adhesives. Ninety healthy human third molars freshly extracted were used for the microtensile test (n=72) and SEM analysis (n=18) randomly divided into three groups: AdperTM Scotchbond Multipurpose (n = 24); AdperTM Single Bond 2 (n = 24) and XP Bond (n = 24). Each group was further divided into 6 subgroups (n = 4) according to the treatment and evaluation time. A cylinder of 5mm was produced on the area of union using the composite resin Z250 (3M ESPE) and sticks of 0.8mm² were obtained for the microtensile test. The statistical analysis showed that when NaOCl was used the average bond strength at 6 months was higher for most groups, except for XP Bond (60.48 ± 21.14 MPa). SEM analysis showed an uniform hybrid layer morphology and regular tags. Considering the results the effects of the NaOCl treatment on the bond strength was dependent on the adhesive system

and time, and neutralization with sodium ascorbate reversed the values obtained with NaOCl for certain groups.

Key words: Dentin Bond, Bond Strength and Dentin.

INTRODUCCIÓN

La incesante búsqueda de la reconstrucción de una sonrisa perfecta a través de la estética es sinónimo de salud y el bienestar social para la mayoría de la gente. Frente a este parámetro se ha observado, en una tendencia mundial cada vez mayor, la ampliación de los límites de la utilización de los materiales restauradores estéticos. Antes de la llegada de la adhesión intraoral reportada por Michael Buonocore¹, la restauración de cavidades sólo podía llevarse a cabo por retenciones macromecánicas.

El primero y más grande de los impulsos en la "era adhesiva" fue alcanzado después del acondicionamiento con ácido fosfórico en esmalte¹. Sin embargo, la adhesión a la dentina no es tan simple y ni está consolidada como ya ocurre en el esmalte². Esta imprevisibilidad se debe a la propia composición de la dentina que es un tejido conjuntivo mineralizado, donde el 70% de su peso es en forma de hidroxiapatita, el 18% de material orgánico y el 12% agua³. La unión de los materiales resinosos a la dentina es debido a la retención micromecánica proporcionada por la formación de la capa híbrida. Sin embargo, existen dificultades en lo que respecta a la infiltración del monómero en la red de fibrillas de colágeno. Cuando la dentina desmineralizada se seca con chorros de aire, las fibrillas de colágeno se acercan, lo que resulta en el colapso de la matriz orgánica que, en consecuencia, reduce la permeabilidad de la zona desmineralizada⁴.

Se ha prestado mucha atención a la incompleta o deficiente penetración del adhesivo en la red colágena. La falta de resina en el área de la red de colágeno cercana a la dentina inalterada o alrededor de las fibrillas colágenas puede resultar en una zona delicada dentro de la capa híbrida susceptible a la degradación hidrolítica^{5,6}.

La remoción de la capa de colágeno expuesta después del acondicionamiento ácido, también conocida como desproteínización, facilitaría la penetración de la resina adhesiva directamente en la capa mineral de la dentina, lo que podría producir adherencias efectivas, lo que significa una mejora en los valores de resistencia adhesiva, sellado marginal y durabilidad de la restauración. Los efectos de la desproteínización de la dentina se han descrito por varios autores^{7,8,9}. Uno de los agentes más comúnmente utilizados para este propósito es el hipoclorito de sodio (NaOCl). En la adhesión a la dentina, la acción cualitativa y cuantitativa del colágeno aún está en discusión. Mientras investigaciones afirman ser la capa híbrida un vínculo de unión esencial entre la resina y la dentina^{10,11}, otros abogan por la eliminación de las fibrillas de colágeno y la adhesión realizada directamente con la dentina mineralizada subyacente^{12,13,14}. Se sabe que NaOCl se fragmenta en cloruro de sodio y oxígeno, provocando inhibición de la polimerización de los materiales adhesivos en la interfaz de adhesión, en función de la presencia de oxígeno libre, lo que conduce a la disminución de la resistencia de la unión^{15,16,17}.

Varios autores^{18,19,20} han estudiado la acción de potentes antioxidantes, como el ácido ascórbico y su sal de sodio, en la reversión de la acción del oxígeno y mostraron posibilidades de alterar los agentes oxidantes a través de la reacción redox en el sustrato tratado, lo que permite la polimerización adecuada del sistema adhesivo, revirtiendo el obstáculo de la adhesión en la dentina tratada con NaOCl.

Así que, el objetivo de este estudio "in vitro" fue evaluar el tipo de tratamiento efectuado en el sustrato dentinario (desmineralización, desproteínización y antioxidante) a lo largo del tiempo (24 horas y 6 meses) y su influencia en la resistencia de unión a la dentina, utilizando tres adhesivos dentales.

MATERIAL Y MÉTODOS

Esta investigación fue aprobada por el Comité de Ética en Investigación de la Universidad de Pernambuco CEP / UPE: 225/08, registro CAAE: 0205.0.097.000-08. Se seleccionaron 90 terceros molares sanos extraídos de humanos y almacenados en solución de timol en 0,2%. Los dientes fueron sometidos a profilaxis utilizando pasta de piedra pómez y agua con cepillos de Robinson acoplados al micromotor (Dabi Atlante Industrias Médico - Odontológicas Ltda.. Ribeirao Preto, Brasil.), se cortó una rebanada perpendicular al largo eje del diente, 2mm por debajo del surco principal, con un disco 12205 EXTEC DIA WAFER BLADE 4 "x.012x1/2 HIGH CONCE. N. (102MMX0, 3MMX12. 7 mm) Lot. Nº 1010-413, (Extec, Enfield, CT, EE.UU.), acoplado a la cortadora metalográfica de precisión (Elsaw, Elquip, Sao Carlos, Sao Paulo, Brasil) bajo riego constante a una velocidad de 400 revoluciones por minuto, con el objetivo de exponer el tejido dentario. Luego del corte, las superficies se erosionaron de forma manual con papel de lija de agua de carburo de silicio con granulaciones decrecientes: 180, 240, 320, y 400 (NORTON Industria Brasileira, Río de Janeiro, Brasil), con el objetivo de producir un barro dental estandarizado²¹. Los dientes fueron embutidos en resina acrílica autopolimerizable incolora (JET Clássico, São Paulo, Brasil), vertida dentro de los cilindros de plástico (Tigre, San Pablo, Brasil) con 25 mm de diámetro por 20 mm de altura.

Después de ajustar la resina, se utilizó una punta cilíndrica diamantada 3100 (KG Sorensen) para quitar el esmalte periférico, evitando que esto interfiera en los resultados. Después del desgaste, la superficie se examinó en lupa estereoscópica Coleman (COLEMAN Equipamentos para laboratórios Comércio e Importação Ltda., Santo André SP, Brasil) de 40x magnitud para ver si algún resto de la estructura remanente del esmalte se mantuvo en la superficie.

División de las muestras

Los noventa dientes se dividieron en tres grupos (n=24) y éstos fueron divididos en subgrupos (n=4) de acuerdo con el tratamiento del sustrato dental, tiempo de evaluación y sistemas adhesivos, que se detallan en la tabla 1.

Sistemas adhesivos	Subgrupos	Tratamiento del sustrato dental	tiempo
Adper™ Scotchbond Multi- Uso – G1	G1; G2; G3 - A	Ácido fosfórico a 35% para G1, e 37% para G2, e G3.	24 horas
	G1; G2; G3 - B	Ácido fosfórico + NaOCl a 5%.	
Adper™ Single Bond 2 – G2	G1; G2; G3 - C	Ácido fosfórico + NaOCl a 5% + Ascorbato a 10%	6 meses
XP Bond – G3	G1; G2; G3 - D	Ácido fosfórico a 35% para G1, y 37% para G2, e G3.	
	G1; G2; G3 - E	Ácido fosfórico + NaOCl	
	G1; G2; G3 - F	Ácido fosfórico + NaOCl + Ascorbato	

Tabla 1

Distribución de los grupos y subgrupos de acuerdo con el tratamiento de la dentina y tiempo de evaluación.

Preparación de los cuerpos de prueba para la prueba de microtracción

Luego de fotoactivar los adhesivos, siguiendo los protocolos para cada subgrupo experimental, se realizó un bloque de resina compuesta Filtek™ Z250 (color A3) con 5 mm, que se sometió a fotoactivación adicional de 40s en cada lado. Los cuerpos de prueba fueron cortados en rebanadas paralelas y perpendiculares al largo eje del diente para obtener palillos (0,8mm). El área adhesiva se midió con un paquímetro de lectura digital Digimess -100.174 B2 (Digimess Instrumentos de Precisão Ltda., Mooca SP, Brasil), expresada en mm² para posterior cálculo de la resistencia de unión a la microtracción⁶. Los palillos se establecieron de forma individual por sus extremidades al dispositivo de microtracción con la ayuda de un pegamiento a base de cianoacrilato y de un acelerador líquido acrílico (monómero Metil Metacrilato). Luego del secado, cada cuerpo de prueba fue sometido a la prueba de resistencia de unión a microtracción en una máquina Universal de ensayos KRATOS (KRATOS K2000-EQUIP. IND. LTDA., N.M98D301) a una velocidad de 0,5mm/min.

Análisis Estadístico

Los resultados se obtuvieron en Kgf, transformados en MPa y sometidos a la estadística inferencial en nivel de significancia del 5% (p=0,05). Los valores finales de resistencia de unión fueron calculados y expresados en MPa, utilizando la fórmula:

$$RU_{\mu T} = \frac{(f \times 9,8N)}{A}$$

Donde: $RU_{\mu T}$ = resistencia a la microtracción;

F = valor de la carga registrado por la máquina en el momento de la fractura (Kgf);

9,8 = factor de conversión para Newton;

A = área transversal de la interfaz adhesiva, medida por el paquímetro digital (mm²).

Preparación de los cuerpos para análisis en MEB

Para el análisis de la interfaz de unión, se utilizaron 18 dientes cortados por el medio en el sentido mesio-distal. Las mitades se prepararon de la siguiente manera: pre-pulido con lijas de carburo de silicio de granulación # 600 y # 1200 (NORTON) por 30s cada lija y lavado en agua corriente. A cada cambio de lija, los cuerpos de prueba se colocaron en recipiente con agua desionizada y fueron llevados a Ultrasonic Cleaner (Odontobrás IND. E COM. EQUIP. MED. ODONTO. LTDA., Curitiba, PR) durante 10 minutos para que las vibraciones generadas eliminaran los desechos producidos por la lija. A continuación, los cuerpos de prueba fueron pulidos con pasta diamantada de 3µm, lavados con agua y se quedaron durante 20 minutos en baño de ultrasonido en un recipiente con agua desionizada. Los especímenes se sometieron a un proceso de descalcificación con ETCH -37TM (Bisco) durante 15 segundos y se lavaron abundantemente con agua corriente. Luego, se desproteinizaron con solución de NaOCl al 5% durante 2 minutos y se lavaron con agua corriente. Los especímenes se deshidrataron en concentraciones crecientes de alcohol etílico (Vetec Química Fina. LTDA) al 25%, 50% y 75% durante 15 minutos, al 95% durante treinta minutos y al 100% durante sesenta minutos. Después de la deshidratación, los especímenes fueron sometidos a un proceso de secado donde se extrae toda el agua a través de intercambio con CO₂ líquido por la sublimación de este en el punto crítico en aparato Hitachi (Hitachi - HPC, Hitachi, Tokyo, Japan). Después, se montaron en soportes de aluminio stubs con la ayuda de una cinta adhesiva de doble faz de carbono (Electron Microscopy Sciences, Washignton, PA 19034, USA) y la cobertura con oro de aproximadamente 300 Å se realizó en equipo de metalización al vacío Denton Vacuum Desk II (Moorestown, NJ. USA.) con presión de 0,01mbar, corriente de 40mA, distancia de trabajo de 50mm, tiempo de cobertura de 100 segundos y espesor medio de deposición de 30nm. Los stubs se llevaron al Microscopio Electrónico de Barrido JEOL. JSM -5.600 - LV (Scanning Electron Microscope USA) en las condiciones de trabajo de 10 kV, WD. 40mm, Spotsize 30, y Signal SEI, y las imágenes generadas se registraron digitalmente. Figuras: 1, 2 y 3.

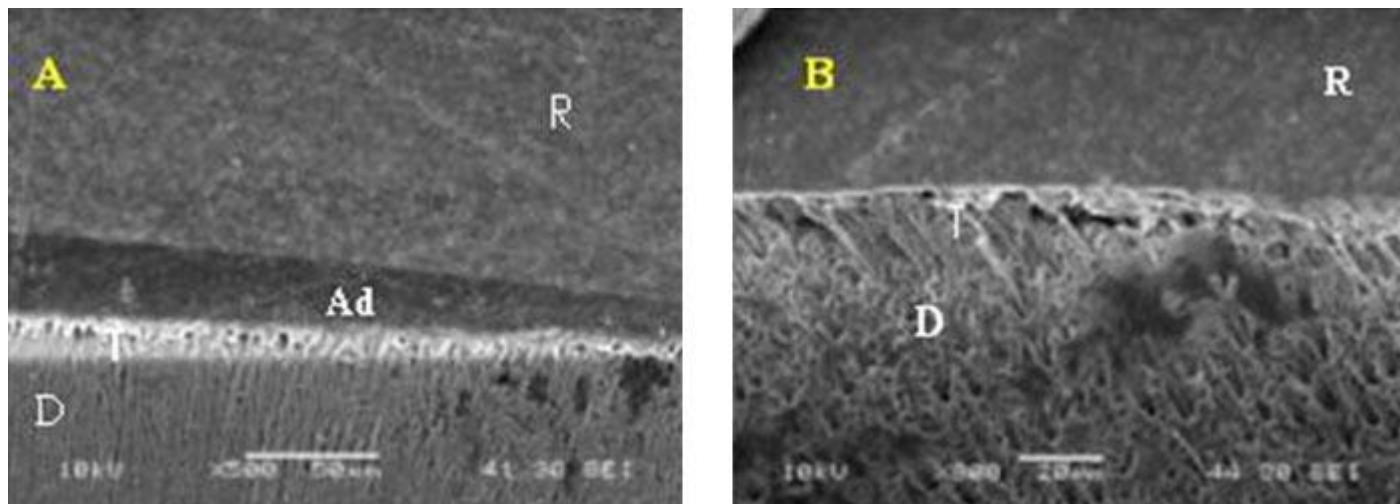


Figura 1

Fotomicrografía (MEB) de la interfaz adhesiva AdperTM Scotchbond Multi-Usó. (A) con NaOCI luego de 24 horas, y (B) NaOCI después de 6 meses. R = resina, Ad = adhesivo, T = tags, D = dentina.

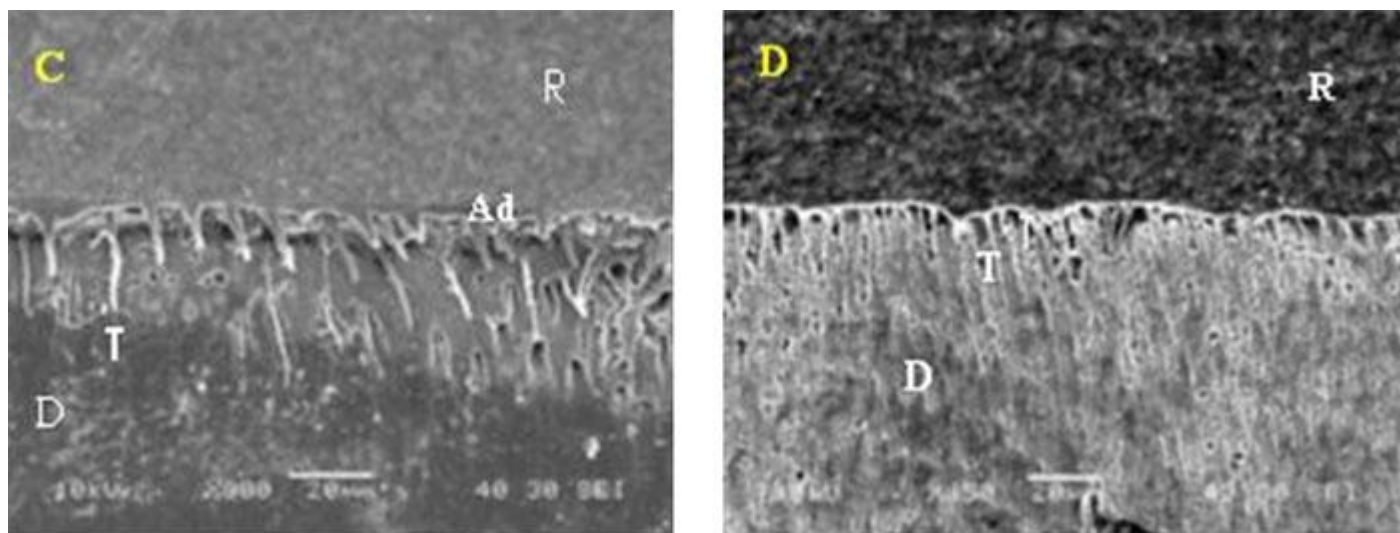


Figura 2

Fotomicrografía (MEB) de la interfaz adhesiva del AdperTMSingle Bond. (C) con NaOCI luego de 24 horas, y (D) NaOCI después de 6 meses. R = resina, Ad = adhesivo, T = tags, D = dentina.

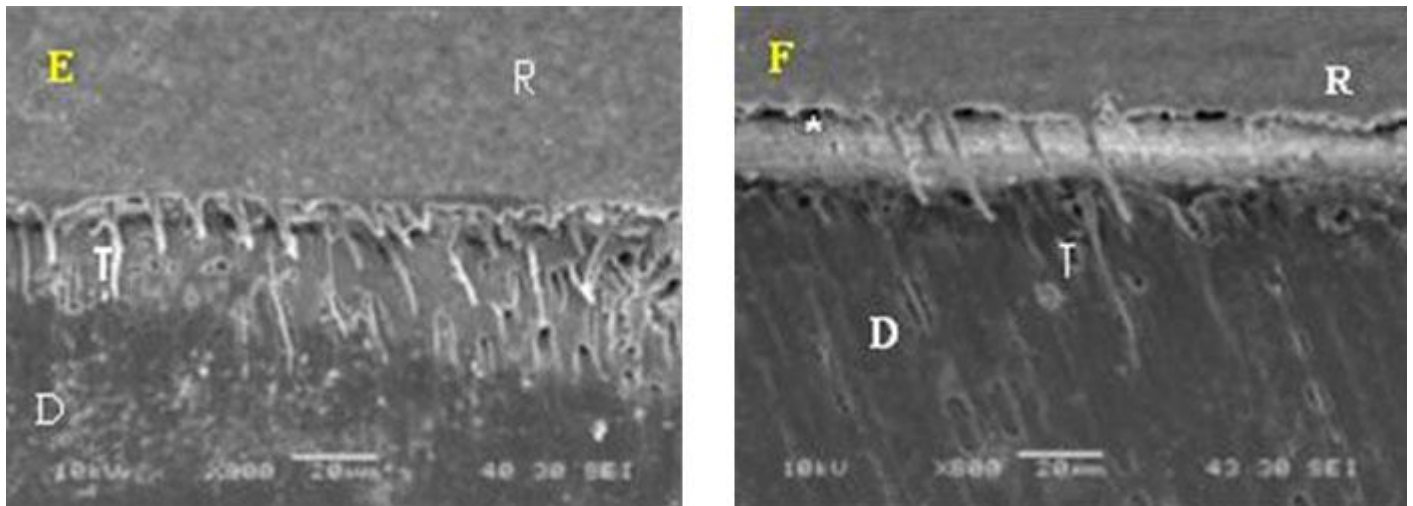


Figura 3

Fotomicrografía (MEB) de la interfaz adhesiva de XP Bond (E) con NaOCl luego de 24 horas, y (F) NaOCl después de 6 meses. R = resina, * = hendidura, T = tags, D = dentina.

Resultados

Para análisis de los datos se obtuvieron las medidas: media, desviación estándar y coeficiente de variación (técnica estadística descriptiva) y se utilizó la prueba F (ANOVA) con comparaciones pareadas Tukey o de Tamhane (técnicas de estadística inferencial). Es de notar que las medias fueron mayores en el tiempo de 6 meses, excepto el Adper™ Single Bond 2 ($48,62 \pm 14,98$ MPa) y XP Bond ($60,48 \pm 21,14$ MPa) cuando se utilizó NaOCl. Cuando se desmineralizó la dentina, los mayores valores de resistencia de unión se obtuvieron con el Adper™ Single Bond 2 ($74,37 \pm 27,23$ MPa). Cuando se utilizó NaOCl, la media más alta fue del Adper™ Scotchbond Multi - Uso ($72,35 \pm 25,87$ MPa); y cuando se utilizó ascorbato de sodio, la media más alta se obtuvo con XP Bond ($71,68 \pm 21,27$ MPa). El análisis del MEB mostró un patrón morfológico que ya se esperaba: capas bien definidas de adhesivos, capa híbrida uniforme en toda la extensión y tags regulares, sin embargo, en algunos subgrupos se observó hendiduras en la interfaz de unión. En los subgrupos donde se utilizó NaOCl observamos numerosos tags con mayor diámetro, además de microtags y anastomosis no visualizadas cuando no se hizo la desproteínización.

Tabla 1
Resistencia de unión según el adhesivo Scotchbond, técnica de tratamiento del sustrato dental y el tiempo utilizado.

Téc. de tratamiento del sustrato dental.	Tiempo utilizado		Valor de p
	24 horas	6 meses	
	Media ± DS (n; CV%)	Media ± DS (n; CV%)	
Ácido	43,99 ± 17,47 ^(A, a) (35; 39,69)	60,64 ± 22,91 ^(B) (16; 37,78)	p ⁽¹⁾ = 0,011*
Ácido + hipoclorito	44,55 ± 17,74 ^(A, a) (20; 39,82)	72,35 ± 25,87 ^(B) (21; 35,76)	p ⁽¹⁾ < 0,001*
Ácido + hipoclorito + ascorbato	55,70 ± 17,51 ^(b) (20; 31,44)	59,82 ± 21,21 (20; 35,46)	p ⁽¹⁾ = 0,242
Valor de p	p⁽²⁾ = 0,049*	p⁽²⁾ = 0,178	

(*): Diferencia significativa a 5,0%.

Tabla 2
Estadísticas de resistencia de unión para el adhesivo Single Bond 2, técnica de tratamiento del sustrato dental y tiempo utilizado.

Técnica de tratamiento del sustrato dental	Tiempo utilizado		Valor de p
	24 horas	6 meses	
	Media ± DS (n; CV%)	Media ± DS (n; CV%)	
Ácido	62,72 ± 20,85 ^(A, a) (25; 33,24)	74,37 ± 27,23 ^(B, a) (15; 36,61)	pI ⁽¹⁾ = 0,002*
Ácido + hipoclorito	28,76 ± 11,37 ^(B, b) (20; 39,53)	48,62 ± 14,98 ^(A, b) (23; 30,81)	pII ⁽¹⁾ < 0,001*
Ácido + hipoclorito + ascorbato	48,52 ± 18,34 ^(A, c) (30; 37,80)	66,99 ± 23,96 ^(B, a) (18; 35,77)	pII ⁽¹⁾ < 0,001*
Valor de p	pII⁽²⁾ < 0,001*	pII⁽²⁾ = 0,002*	

(*): Diferencia significativa a 5,0%.

(1): A través de la prueba F (ANOVA) para comparaciones entre los tiempos (inmediato, 24 h y 6 meses).

(2): A través de la prueba F (ANOVA) para comparación entre las técnicas de tratamiento del sustrato dental

Nota: Si todas las letras mayúsculas entre paréntesis son diferentes, se comprueba diferencia significativa entre los tiempos correspondientes por las comparaciones pareadas de Tukey (I) o Tamhane's T2(II).

Nota: Si todas las letras minúsculas entre paréntesis son diferentes, se comprueba diferencia significativa entre las técnicas de tratamiento del sustrato dental correspondientes por las comparaciones pareadas de Tamhane's T2(I) o Tukey (II).

Tabla 3
Estadísticas de resistencia de unión para el adhesivo XP Bond, técnica de tratamiento del sustrato dental y tiempo utilizado.

Técnica de tratamiento del sustrato dental	Tiempo utilizado		Valor de p
	24 horas	6 meses	
	Media ± DS (n; CV%)	Media ± DS (n; CV%)	
Ácido	51,93 ± 17,81 ^(A,*) (31; 34,30)	68,60 ± 21,03 ^(B) (15; 30,66)	p ⁽²⁾ = 0,030*
Ácido + hipoclorito	65,07 ± 23,05 ^(B) (29; 35,42)	60,48 ± 21,14 (17; 34,95)	p ⁽²⁾ = 0,510
Ácido + hipoclorito + ascorbato	48,20 ± 17,84 ^(B,*) (27; 37,01)	71,68 ± 21,27 ^(C) (18; 29,67)	p ⁽²⁾ < 0,001*
Valor de p	p⁽¹⁾ = 0,005*	p⁽²⁾ = 0,285	

(*): Diferencia significativa a 5,0%.

(1): A través de la prueba F (ANOVA) para comparaciones entre los tiempos (inmediato, 24 horas y 6 meses).

(2): A través de la prueba F (ANOVA) para comparación entre las técnicas de tratamiento del sustrato dental

Nota: Si todas las letras mayúsculas entre paréntesis son diferentes, se comprueba diferencia significativa entre los tiempos correspondientes por las comparaciones pareadas de Tukey.

Nota: Si todas las letras minúsculas entre paréntesis son diferentes, se comprueba diferencia significativa entre las técnicas de tratamiento del sustrato dental correspondientes por las comparaciones pareadas de Tukey (I) o Tamhane's T2(II).

DISCUSIÓN

El éxito clínico de las restauraciones adhesivas no sólo depende de las características intrínsecas de los materiales involucrados, así como de los factores externos relacionados, principalmente, con el sustrato dental al que se quiere adherir²². Una búsqueda importante en la Odontología adhesiva es la realización de restauraciones que tengan unión efectiva, estable y duradera a la estructura dental, que resistan los esfuerzos masticatorios y variaciones de temperatura. Para las resinas compuestas, gran parte de la responsabilidad de no alcanzar el sellado satisfactorio es por la contracción de polimerización exhibida por la restauración durante el proceso de curado²³.

La contracción volumétrica verificada tanto para las resinas compuestas de alta y baja viscosidad, los convencionales y los adhesivos puede variar desde 1,9 hasta 13,5%²⁴. La contracción de polimerización vista como inevitable genera tensiones que promueven la ruptura en la interfaz adhesiva, cuando su magnitud supera la resistencia de unión entre la restauración y los sustratos dentales²⁵. Estudios clínicos de largo plazo son considerados los métodos más eficaces para evaluar la eficacia de los materiales restauradores. Sin embargo, el tiempo y los costos involucrados son muchas veces impracticables. Estas limitaciones asociadas a la rápida aparición de diferentes técnicas y materiales posibilitan el desarrollo de estudios de laboratorio, a través de las pruebas de tracción, microtracción, cizalladura, microcizalladura, infiltración o nanoinfiltración marginal, que son ampliamente utilizados en la investigación Odontológica²⁶. La prueba de microtracción ofrece varias ventajas en relación a las demás.

Según Pashley²⁷, cuanto menor es la sección transversal de un material, menor será la posibilidad de incorporación de defectos, que actúan como centros de concentración de tensiones y, por lo tanto, zonas de propagación de fracturas. Así, en la prueba de microtracción hay mejor distribución de tensiones, lo que lleva a la baja incidencia de fallas cohesivas²⁸, aunque estos se siguen produciendo.

Estando en desacuerdo con esta afirmación, en nuestro estudio, las fracturas ocurridas en las muestras por la prueba de microtracción, el 49% fueron cohesivas, el 37% son adhesivas y el 14% fueron mixtas. Sin embargo, la prueba microtracción proporciona evaluación de la resistencia en zonas restringidas, permite cálculos de distintos valores en un solo diente, facilita la evaluación del MEB y permite el uso de diferentes sustratos (dentina superficial, profunda, esclerótica), e incluso prueba diferentes regiones en un mismo diente^{27,28}. La importancia de las fibras colágenas en la adhesión es un aspecto que ha sido cuestionado. En la literatura algunos autores informaron que el colágeno dental no ofrece contribución cuantitativa directa a la resistencia de unión interfacial^{29,30}, lo que puede interferir negativamente por su frágil estructura después del acondicionamiento ácido^{31,32,33}.

Partiendo del supuesto de que la adhesión eficaz sería aquella en que ocurre la completa impregnación de la resina adhesiva en la dentina mineralizada subyacente, la remoción de fibras colágenas expuestas por acondicionamiento ácido sin soporte mineral facilitaría la penetración y difusión de los imprimadores y adhesivos³⁴, aumentando la longevidad de las restauraciones³⁵. Así varios estudios proponen la remoción de la red de fibras colágenas antes de la adhesión^{12,29,30,36,13,37,38}. La desproteización de la dentina desmineralizada con NaOCl elimina el colágeno y expone varios túbulos secundarios laterales que no son observados en las superficies de dentina sólo acondicionadas³⁶. El uso de NaOCl después del acondicionamiento ácido crea una estructura dental más porosa con múltiples irregularidades, rica en cristales de hidroxiapatita y con una alta humectancia, similar a la superficie del esmalte acondicionado con ácido fosfórico³⁹. Esto facilita el acceso de los monómeros resinosos a un sustrato más permeable³¹ que, según algunos autores, promueve el aumento de la longevidad restauraciones.³⁵

Por ser un agente proteolítico no específico, el NaOCl puede disolver el material orgánico de la dentina, compuesta principalmente por fibras colágenas de tipo I, a través de la fragmentación severa de la larga cadena peptídica del colágeno por el cloro, convirtiendo los terminales de proteína en cloraminas, que a su vez se transforman en fragmentos cada vez menores^{7,31}. Los resultados de nuestro estudio mostraron que valores similares de resistencia de unión se pueden lograr independientemente de hacerse un tratamiento adicional de la superficie dental desmineralizada (Adper™ Single Bond 2 $74,37 \pm 27,23$).

La literatura sobre este tema aún es controversial. Los valores más altos de resistencia adhesiva de resina compuesta a la dentina después de la desproteización se pueden explicar por el hecho de que el hipoclorito de sodio puede proporcionar: a) aumento significativo en la rugosidad superficial^{12,40,13,41} mediante la ampliación del diámetro de los túbulos dentinarios y exposición de canales laterales y anastomosis, antes obliterados^{31, 40, 38}. Podemos comprobar esta morfología citada a través del análisis del MEB realizado en nuestra investigación (Figura 29). b) aumentar la permeabilidad del sustrato^{36,40,13,42}; c) proyectar cristales de hidroxiapatita en la superficie de la dentina desmineralizada y desproteizada, lo que permite la interacción química en la interfaz dentina/resina¹³; d) disminuir el ángulo de contacto entre la resina adhesiva y sustrato, lo que facilita el humedecimiento de la superficie dental y, en consecuencia, la adhesión⁴³.

Los resultados de nuestro estudio muestran las mismas variaciones encontradas en la literatura, a veces altos valores de la resistencia de unión, y a veces reducción de estos valores (Adaper™ Scotchbond $44,55 \pm 17,74$; $72,35 \pm 25,87$; Adper™ Single Bond 2 $57,23 \pm 17,10$; $28,76 \pm 11,37$; XP BOND $58,28 \pm 21,17$; $65,07 \pm 23,05$). Según Lai¹⁶ e Yiu¹⁷, la disminución de los valores de resistencia después del tratamiento de la dentina con NaOCl, no podría ser atribuida solamente a la desproteización incompleta, sino también a los cambios en el potencial de oxi-reducción de los sustratos. Según los autores, debido a la acción oxidante de esta substancia química, y por el hecho de que el oxígeno es inhibidor de la polimerización de la resina compuesta, el tratamiento previo de la dentina con NaOCl puede conducir a la presencia de hipoclorito de sodio residual en las porosidades de la dentina desproteizada, causando polimerización incompleta de la resina adhesiva.

Esta hipótesis fue confirmada en nuestro estudio mediante la obtención de valores mayores de resistencia de unión luego de la aplicación, en la dentina desproteizada, del ascorbato de sodio

(AdperTM Scotchbond + NaOCl $44,55 \pm 17,74$; luego de la aplicación de ascorbato $55,70 \pm 17,51$; AdperTM Single Bond 2 + NaOCl $28,76 \pm 11,37$; luego de la aplicación de ascorbato $48,52 \pm 18,34$; XP Bond + NaOCl $60,48 \pm 21,14$; luego de la aplicación de ascorbato $71,68 \pm 21,27$), un eficaz agente neutralizante. El patrón morfológico de las interfaces de unión resultantes de los tratamientos propuestos por los sistemas adhesivos: AdperTMScotchbond Multi-Uso, AdperTMSingle Bond 2, y XP Bond fue una capa híbrida uniforme, con numerosas prolongaciones resinosas, cuando se utilizó NaOCl hubo formación de tags más gruesos, varios microtags y anastomosis, imposible de ser visualizados cuando no se realiza la desproteinización.

El XP Bond mostró mejores resultados y tiene un pH (2.2 ± 2) muy ácido, este también actuará en la capa mineralizada subyacente a desproteinización formando una capa híbrida. Además, estos valores se explican por el hecho de que este sistema adhesivo contiene éster de ácido fosfórico, llamado PENTA (dipentaerytritol penta acrilato monofosfato), que es responsable por la humectancia e infiltración. Es posible que los radicales fosfato, presentes en las moléculas PENTA, puedan tener alguna interacción con el contenido mineral, es decir, con los iones calcio restantes en la superficie de dentina después de la remoción del colágeno, lo que podría conducir a una mejor infiltración dentro de la dentina desproteinizada cuando es comparado con otros sistemas adhesivos probados, a base de agua y/o etanol e que contienen HEMA en su composición³⁶.

CONCLUSIÓN

El tratamiento del sustrato dental con NaOCl puede presentar mayores valores de resistencia adhesiva, dependiendo del sistema adhesivo y tiempo de evaluación. El ascorbato de sodio revertió los valores de resistencia de unión cuando fue comparado con el tratamiento con NaOCl; el análisis del MEB corroboró los resultados estadísticos.

REFERENCIAS

1. Buonocore, M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface. *J Dent. Res* (1955); 34 (6): 849-853.
2. Lopes, G. C. et al. Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int* (2002); 33 (3): 213-224.
3. Katchburian, E.; Arana, V. *Histología e Embriología Oral: Texto - Atlas - Correlações*. Bogotá: Panamericana, 1999.
4. PASHLEY, E. L. et al. Bond strengths to superficial, intermediate and deep dentin in vivo with four dentin bonding systems. *Dent Mater* (1993); 9 (1): 19-22.
5. Pashley, D. H.; Horner, J. A.; Brewer, P.D. Interactions of conditioners on the dentin surface. *Oper. Dent.*, (1992); 5: 137-50.
6. Sano, h. et al. Microporous dentin zone beneath resin impregnated layer. *Oper. Dent* (1994); 19 (2): 59-64.
7. Di Renzo, Ellis, T.H.; Sacher, E.; Stangel, I. A photoacoustic ftirs study of the chemical modifications of human dentin surfaces: II Deproteinização. *Biomaterials* (2001); 22(8): 793-7,
8. Montes, M. A. J. R. et al. The effect of collagen removal and the use of a low-viscosity resin liner on marginal adaptation of resin composite restorations with margins in dentin. *Oper. Dent*

- (2003); 28(4): 378-387.
9. Guerisole, D. M. Z.; Souza-Neto, M. D.; Pécora, J. D. Ação do hipoclorito de sódio em diversas concentrações sobre a estrutura dentinária. 1998. Disponível em: <http://www.forp.usp.br/restauradora/hipocl.htm>. [Acesso em: 08 maio 2004].
 10. Cederlung, A.; Jonsson, B.; Blomlöf, J. Do intact collagen fibers increase dentin bond strength? *Swed. Dent. J.* (2002); 26(4): 159-166.
 11. Uceda-Gomez, N. et al. Long-term bond strength of adhesive systems applied to etched and desproteinized dentine. *J. Appl Oral Sci.* (2007); 15(6): 475-479.
 12. Ferrari, M. et al. Role of hybridization on marginal leakage and bond strength. *Am. J. Dent.* (2000); 13(6): 329-336.
 13. Phrukkanon, S. et al. The influence of the modification of etched bovine dentin on bond strengths. *Dent Mater* (2000); 16: 255-265.
 14. Pioche, T. et al. Interfacial micromorphology and tensile bond strength of dentin bonding systems after NaOCl treatment. *J. Adhesive Dent* (1999); 1(2):135-142.
 15. Perdigão, J. et al. Effect of a sodium hypochlorite gel on dentin bonding. *Dent. Mater.* (2000); 12(5): 311-323.
 16. Lai, S.C.; Mak, Y. F.; Cheung, G.S.; Osorio, R.; Toledano, M.; Tay, F. R.; Pashley, D. H. Reversal of compromised bonding to oxidized etched dentin. *J. Dent. Res.* (2001); 80(10): 1919-24.
 17. Yiu, C. k. et al. A nanoleakage perspective on bonding to oxidized dentin. *J. Dent. Res.* (2002); 81(9): 628-632.
 18. Soeno, K. S.; Suzuki, et al. A novel primer on dentin bonding of 4-Meta/MMA- TBB to collagen depleted dentin. *Dent. Mater. J* (2005); 24(1): 19-23.
 19. Kimyal, S. and H. Valizadeh. "The effect of hydrogel and solution of sodium ascorbate on bond strength in bleached enamel." *Oper. Dent.* (2006); 31(4): 496-9.
 20. Nomoto, S.; A. Kameyama, et al. Influence of ascorbic acid on bonding of peroxide-affected dentin and 4 META/MMA- TBB resin. *Clin Oral investing.* (2006); 10(4): 325-30.
 21. Pashley, E. L.; Tao, L.; Mackert, .; Pashley, D. H. Comparison of in vitro bonding of composite resin to the Dentin of canine teeth. *J. Dent Res.* (1998); 67(2): 467-70.
 22. Van Meerbeek, B. et al. A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. *J. Dent. Res.* (1998); 77(1): 50-59.
 23. Dauviller, B. S.; Aarnts, M.P.; Feilzer, A. J. Developments in shrinkage control of adhesive restoratives. *J. Esthet. Dent.*(2000); 12(6): 291-299.
 24. Labella, R.; Lambrechts, P.; Van Meerbeek, B.; Vanherle, G. Polymerization shrinkage and elasticity flow composites and filled adhesives. *Dent Mater.* (1999); 15(2): 128-137.
 25. Feilzer, A. J., DE Gee, A. G.; Davidson, C. L. Setting stress in composite resin in relation to

- configuration on the restoration. *J. Dent. Res.* (1987); 66(11): 1636-39.
26. Guzman-Armstrong, S.; Armstrong, S. R.; Quian, F. Relationship between nanoleakage and microtensile bond strength at the resin-dentin interface. *Oper. Dent.* (2003); 28(1): 60-6.
 27. Pashley, D. H., et al. The micro-tensile bond test: a review. *J. Adhes Dent.* (1999); 1(4): 299-309.
 28. Perdigão, J. et al. In vivo influence of residual moisture on microtensile bond strengths of one bottle adhesives. *J. Esthet. Restor. Dent.* (2002); 14,(1): 31-38.
 29. Gwinnett, A. J. Altered tissue contribution to interfacial bond strength with acid conditioned dentin. *Am J Dent.* (1994); 7(5): 243-6
 30. Gwinnett, A. J. et al Quantitative contribution of the collagen network in dentin hybridization. *Am. J. Dent.*(1996); 9(4): 140-144.
 31. Inaba, D. et al. The effect of a sodium hypochlorite treatment on demineralized root dentin. *Eur J Oral Sci.* (1995); 103 (6): 368-374.
 32. Toledano, M. et al. Influence of NaOCl deproteinization on shear bond strength in function of dentin depth. *Am. J. Dent.* (2002); 15 (4): 252-255.
 33. Vargas, M. A.; Cobb, d. s.; Armstrong, S. R. Resin-dentin shear bond strength and interfacial ultrastructure with and without hybrid layer. *Oper. Dent.* (1997); 22 (4):159-166.
 34. Prati, C.; Chesoni, S.; Pashley, D. H. Effect of removal of surface collagen fibrils on resin-dentin bonding. *Dent. Mater.* (1999); 15 (5): 323-331.
 35. Hashimoto, M. et al. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans for over 1 to 3 years. *J. Dent. Res.* (2000); 79(6): 1385-1391.
 36. Inai, N. et al . Adhesion between collagen depleted dentin and dentin adhesives. *Am J Dent*, (1998); 11 (3): 123-127.
 37. Pioche, T. et al. The effect of NaOCl dentin treatment on nanoleakage formation. *J. Biomed. Mater. Res.* (2001); 56 (4): 578-583.
 38. Uno, S.; Finger, W. J. Function of the hybrid zone as a stress absorbing layer in resin-dentin bonding. *Quintessence Int.*(1995); 26(10): 733-738.
 39. Toledano, M. et al. Effect of acid etching and collagen removal on dentin wettability and roughness. *J. Biomed Mater Res.* (1999); 47(2): 198-203.
 40. Perdigão, J. et al. An ultra-morphological characterization of collagen-depleted etched dentin. *Am. J. Dent.*(1999); 12(5): 250-255.
 41. Wakabayashi, Y. et al. Effect of dissolution of collagen on adhesion to dentin. *Int. J. Prosthodont.* (1994); 7(4): 302-306.
 42. Toledano, M. et al. Effect of dentin deproteinization on microleakage of class v composite

retorations. Oper. Dent. (2000); 25(6): 497-504.

43. Osorio, R. et al. Effect of sodium hypochlorite on dentin bonding with a polyalkenoic acid-containing adhesive system. J. Biomed. Mater. Res. (2002); 60(2): 316-324.