

Trabajos Originales:

**INFLUENCIA DE DIFERENTES INTENSIDADES DE LUZ EN LA RESISTENCIA DE UNIÓN DE UN SISTEMA ADHESIVO UTILIZANDO UN COLORANTE FLUORESCENTE PARA SU OBSERVACIÓN**

*Recibido para arbitraje: 06/08/2008*

*Aceptado para publicación: 13/11/2008*

- **Martín Antúnez de Mayolo Kreidler**  
Maestro en Dentística Restauradora por la Facultad de Odontología de Araraquara - FOAr / UNESP. (Brasil)  
Miembro da la Sociedad Brasileira de Investigación Odontológica - SBPqO  
e-mail: [martinamkreidler@hotmail.com](mailto:martinamkreidler@hotmail.com)
- **Osmir Batista de Oliveira Jr.**  
Profesor Asistente Doctor del Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de Araraquara - FOAr / UNESP. (Brasil)  
Miembro da la Sociedad Brasileira de Investigación Odontológica - SBPqO  
e-mail: [osmirbjr@superig.com.br](mailto:osmirbjr@superig.com.br)

**DIRECCIÓN PARA CORRESPONDENCIA**

Faculdade de Odontología de Araraquara - FOAr / UNESP  
Departamento de Odontología Restauradora - 3º andar  
Rua Humaitá No 1680 - Centro  
CEP: 14801-903  
Araraquara / SP  
BRASIL  
E-mail: [martinamkreidler@hotmail.com](mailto:martinamkreidler@hotmail.com)

\* Este trabajo es un resumen de la disertación de maestría del Sr. Martín Antúnez de Mayolo Kreidler.

**AGRADECIMIENTOS**

A AOTEC - Instrumentos Científicos Ltda., representada por el Sr. Marcio Mesquita, por disponer el microscopio CLSM - (Leica Microsystems) y a la Sra. Márcia Sirlene Zardin Graeff, responsable técnica del Microscopio Confocal del departamento de biología celular, molecular y bio-agentes patogénicos de la Facultad de Medicina de Ribeirão Preto - USP / Brasil.

**RESUMEN**

El objetivo de este trabajo fue el de utilizar un colorante fluorescente y microscopio CLSM para observar la influencia de diferentes intensidades de luz en la resistencia de unión de un sistema adhesivo. Para tal fin, fueron creadas superficies planas en la dentina de 16 dientes terceros molares y divididos en 4 grupos: Grupo G1 - Foto-activador halógeno - KM-200R®; Grupo G2 - Foto-activador LED - Ultraled®; Grupo G3 - Foto-activador LED - UltraLume®LED5 y Grupo G4 - Foto-activador LED - Biolux Single V®. Para todos los grupos el procedimiento restaurador fue realizado utilizando el adhesivo Single Bond® pigmentado con rodamina B y la resina compuesta InTen-S®. Seguidamente, cada conjunto fue cortado, resultando en espécimen de aproximadamente 1 mm<sup>2</sup> de sección transversal, que luego fue seleccionado y llevado al test de micro-tracción para finalmente ser examinado con un microscopio digital y de CLSM. Los resultados mostraron luego de la evaluación estadística que el grupo 2 obtuvo valores medios de resistencia adhesiva significativamente menores que los demás grupos, que fueron semejantes entre sí. Con relación al tipo de fractura, hubo diferencia entre los grupos G1 / G2 y entre los grupos G2 / G4; entre los otros grupos no hubo evidencia de diferencias significativas. Con esos resultados concluimos que la utilización de pigmentos fluorescentes y CLSM demostró ser una técnica simple y no destructiva,

así también como la existencia de evidencias de que la intensidad de la luz foto-activadora influyó en la resistencia de unión en dentina.

**DESCRIPTORES:** Agentes de recubrimiento dental adhesivo; resistencia a la tracción; Microscopia Confocal.

#### **ABSTRACT**

The purpose of this study was to use a fluorescent dye and CLSM microscope to observe the effect of different light intensities on dentin tensile bond strength. Flat dentin surfaces were created on 16 intact human third molars and divided in 4 groups: Group G1 - halogen - KM -200R®; Group G2 - LED - Ultraled®; Group G3 - LED - UltraLume LED5® and Group G4 - LED - Biolux Single V®. For all the groups, the restoration procedure used Single Bond® adhesive, mixed with rodamín B and InTen-S® composite resin. Then, they were cut on serial sections to obtain 1 mm<sup>2</sup> area and submitted to micro tensile test and after words, the fractures were analyzed with a digital microscope and CLSM. The statistical analysis showed that all in all groups, except Group G2, which had a significant smaller tensile bond strength ratio. The fracture mode analysis showed that there were significant differences when comparing groups G1 / G2, and G2 / G4. There is no evidence of relevant differences among the other groups. With these results, we conclude that the use of fluorescent dye and CLSM demonstrated to be a simple and nondestructive technique, and that there are evidences that light intensities influenced the dentine tensile.

**KEYWORDS:** Dentin-Bonding Agents; Tensile Strength; Microscopy, Confocal.

#### **INTRODUCCIÓN**

Como actualmente la odontología adhesiva se basa en la transformación de monómeros en polímeros, que es una reacción desencadenada físicamente por la excitación de un foto-iniciador por una fuente de luz, así también como los estudios demuestran, que cuando más efectiva es esta fuente de luz, mayor es el número de reacciones de transformación y mejores son las propiedades físico-químicas de los materiales restauradores; los fabricantes de equipos foto-activadores desarrollaron una serie de nuevos aparatos, entre ellos, los que usan diodos emisores de luz (Light Emitting Diodes), que ya habían sido propuestos como una alternativa efectiva para la activación de resinas compuestas por Nakamura (1) en 1994.

Para el estudio de la capacidad de transformación de monómeros en polímeros, determinadas por las diferentes fuentes de activación, son popularmente utilizadas metodologías como micro-dureza, micro-infiltración y micro-tracción; los métodos de estudio que emplean colorantes fluorescentes como amarillo lucifer, fluoresceína, rodamina B y 6G entre otros, no son comúnmente utilizados, probablemente por desconocer sus propiedades. Una propiedad interesante de estos colorantes es la fluorescencia, propiedad que consiste, en la absorción de luz en una longitud de onda y la emisión de esta, en otra longitud de onda, en forma de luminiscencia (2-4). Esta característica permite que tales pigmentos, puedan ser utilizados como agentes marcadores brillantes, asociados o no, al uso de microscopios de barrido por luz reflejada, TSM o CSLM, que brindan imágenes nítidas, en alta resolución y en tiempo real (2,5).

La utilización de colorantes fluorescentes para observar microorganismos, la penetración de adhesivos en los canales dentinarios, la formación de la capa híbrida, o bien el análisis de la micro-infiltración interfacial y el análisis de la profundidad de polimerización de resinas compuestas, trae ventajas frente a los otros métodos científicos; una vez que los mismos pueden ser incorporados, en bajas concentraciones, a los componentes de los materiales restauradores y adhesivos dentinarios, sin causar alteración en su desempeño (3,5-11).

## MATERIALES Y MÉTODOS

Fueron utilizados 16 dientes terceros molares, intactos y voluntariamente cedidos por los pacientes siguiendo un protocolo pre-determinado, el cual fue aprobado por el Comité de Ética en investigación de la Escuela de Odontología de Araraquara - UNESP / San Paulo - Brasil.

En estos dientes fueron creadas superficies planas en dentina; removiéndose la capa oclusal de esmalte con ayuda de una máquina de cortes ISOMET 1000® (BUEHLER Ltda. Lake Bluff, IL, EUA) y de un disco de corte (BUEHLER serie 15LC no 11,4276). Para establecer patrones en la capa de desecho ("smear layer"), las superficies fueron pulidas por un minuto, con hojas de carbureto de silicio de granulación 600 en una Politriz, con abundante refrigeración con agua.

La tabla 1 muestra la distribución de los grupos de trabajo utilizados para esta investigación. Podemos observar que hubo variación, para efecto comparativo, apenas del tipo de luz activadora, y consecuentemente de la intensidad de luz emitida por ellos, que fue medida antes de iniciar el estudio, resultando en valores diferentes a los informados por los fabricantes; que eran para el grupo G1 un equipo de luz halógena convencional 560 mW/cm<sup>2</sup> (>400 mW/cm<sup>2</sup>); para el grupo G2 un equipo LED de primera generación 103 mW/cm<sup>2</sup> (sin información del fabricante); para el grupo G3 un equipo LED de tercera generación 662 mW/cm<sup>2</sup> (>800 mW/cm<sup>2</sup>) y para el G4 un equipo LED de segunda generación 479 mW/cm<sup>2</sup> (600 mW/cm<sup>2</sup>) respectivamente. La distribución de los diferentes equipos en los respectivos grupos de estudio fue determinada por sorteo aleatorio.

**Tabla 1**  
**Distribución de los grupos de trabajo según los materiales utilizados para el estudio**

Grupo	LUZ ACTIVADORA			SISTEMA ADHESIVO	RESINA COMPUESTA
	Tipo de Luz	Intensidad de luz*	Modelo / Fabricante		
G1	01 Lámpara halógena	560 mW/cm <sup>2</sup>	KM-200R* / D.M.C.	Single Bond*	InTen-S*
G2	07 LEDs	103 mW/cm <sup>2</sup>	Ultraled* / DabiAtlante	Single Bond*	InTen-S*
G3	05 LEDs	662 mW/cm <sup>2</sup>	UltraLume*LED5 / Ultradent	Single Bond*	InTen-S*
G4	01 LED	479 mW/cm <sup>2</sup>	Biolux Single V* / BioArt	Single Bond*	InTen-S*

En todos los grupos experimentales, las superficies dentinarias fueron acondicionadas con ácido fosfórico Alpha Acid® (DFL Indústria y comercio Ltda., Rio de Janeiro / Brasil); hibridizadas con el sistema adhesivo: Single Bond® (3M dental products, St. Paul / U.S.A) pigmentado con el colorante orgánico Rodamina B - C<sub>28</sub>H<sub>31</sub>ClN<sub>2</sub>O<sub>3</sub> - (LABSYNTH productos para laboratorios Ltda. Diadema - SP / Brasil) en la proporción de 0.001 gr/ml (3,7,12) y finalmente realizada una restauración con la resina compuesta micro híbrida InTen-S® (Ivoclar Vivadent AG, Schaan / Liechtenstein) color A2.

Para el test de micro-tracción fueron realizados cortes perpendiculares al plano oclusal del conjunto diente-restauración con 1 mm ± 0,1 mm de distancia; obteniéndose especímenes con área de ± 1 mm<sup>2</sup> y ± 8 mm de altura (4 mm resina + 4 mm dentina). Las muestras así preparadas y seleccionadas, fueron

individualmente fijadas por sus extremidades al dispositivo de micro-tracción de la máquina de ensayos Universal MTS® (Material Test System 810 - MTS Systems Corporation - Mineapolis, Minesota / EUA) adaptada con una célula de carga de 1 KN y ajustada para fuerza de tracción a una velocidad de 0.5 mm/min.

Seguidamente, los segmentos fracturados fueron analizados en un microscopio digital OLYMPUS MIC-D (no serie 2D01569, Philippines) con 57 veces de aumento ínter ligado a un computador. Para identificar el tipo de fractura de cada espécimen, los dos fragmentos fueron observados simultáneamente y clasificados en cuatro tipos: (A) = adhesiva; (CD) = cohesiva de dentina; (CR) = cohesiva de resina compuesta; y (M) = Mixta.

Las muestras más representativas de cada grupo fueron llevadas para observación de la capa híbrida en un Microscopio de Escáner Láser Confocal - CLSM - (Leica Microsystems, TCS SP2 AOBS, Heidelberg GmbH, Mannheim / Germany) utilizando Laser HeNe 543 nm y objetiva 63x/1.40-0.60 Oil,Lbd.BL con zoom 2 do TCS SP2 AOBS.

Para la evaluación estadística de la resistencia de unión se empleó ANOVA, complementada por comparaciones múltiples de Tukey, ambos al nivel de 5% de significancia. Fueron construidos también intervalos de 95% de confianza para las medias de los grupos. Para la evaluación estadística del tipo de fractura: fue utilizado el análisis no paramétrico de Kruskal-Wallis, al nivel de 5% de significancia, el cual se basa en los valores medios de los resultados de fractura. Este test fue complementado por el procedimiento de Dunn para comparaciones múltiples de puestos medios.

## RESULTADOS

### Resistencia de unión:

En la tabla 2 se muestran algunas estadísticas descriptivas de la resistencia de unión, en MPa: mínimo, máximo, media y desvío padrón, referentes a los cuatro grupos experimentales en estudio.

**Tabla 2**  
**Estadísticas descriptivas de la resistencia de unión, en MPa, de acuerdo con los grupos experimentales**

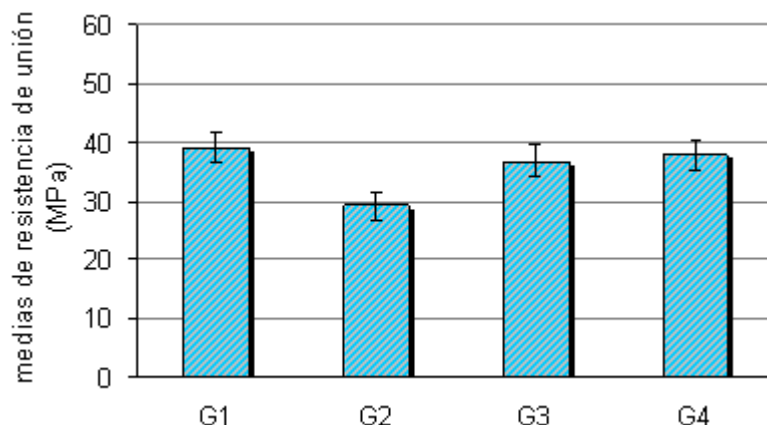
Estadística	G1	G2	G3	G4
Mínimo	20,68	9,42	17,23	16,73
Máximo	56,46	43,44	49,48	53,65
Media	39,07	27,23*	36,89	37,92
Desvío padrón	8,08	9,41	6,66	8,97

\*significativamente menor ( $p < 0,001$ )

Por el test de Tukey, identificamos que el grupo G2 tiene media de resistencia significativamente menor que los otros grupos ( $p < 0,05$ ), y que entre estos otros no hay diferencia significativa. Hay también un efecto significativo de dientes dentro de los grupos, es decir que algunos dientes tuvieron comportamiento diferente en un mismo grupo. A pesar de esto, como se muestra en la tabla 2, hay evidencia de que el grupo G2 tiene resistencia menor que los grupos G1, G3 y G4.

En el gráfico 1 están representados gráficamente los valores medios juntamente con intervalos de 95% de confianza para los grupos experimentales. Cuando mayor es la sobre posición de esos intervalos, menor es la evidencia de diferencias entre las medias. Por lo tanto, estos confirman la evaluación del test de Tukey de que el grupo G2 tiene media significativamente menor.

**Gráfico 1**  
**Representación gráfica de los valores medios de resistencia de unión de acuerdo con los grupos experimentales. La barra vertical representa un intervalo de 95% de confianza.**



#### **Análisis del tipo de fractura:**

Los números y porcentajes de ocurrencias de los tipos de fractura, de acuerdo con los grupos experimentales, se encuentran en la tabla 3. El gráfico 2 contiene la representación gráfica de los porcentajes de frecuencia de cada tipo de fractura de los cuatro grupos en estudio.

**Tabla 3**  
**Número y porcentaje de tipos de fracturas de acuerdo con los grupos experimentales**

Tipo de fractura	G1	G2	G3	G4
CD	8 (20,5)	0 (0,0)	0 (0,0)	1 (2,6)
CR	5 (12,8)	5 (15,6)	12 (29,3)	16 (42,1)
M	4 (10,3)	2 (6,3)	5 (12,2)	6 (15,8)
A	22 (56,4)	25 (78,1)	24 (58,5)	15 (39,5)

CD= cohesiva de dentina; CR= cohesiva de resina compuesta; M= mixta; A= adhesiva

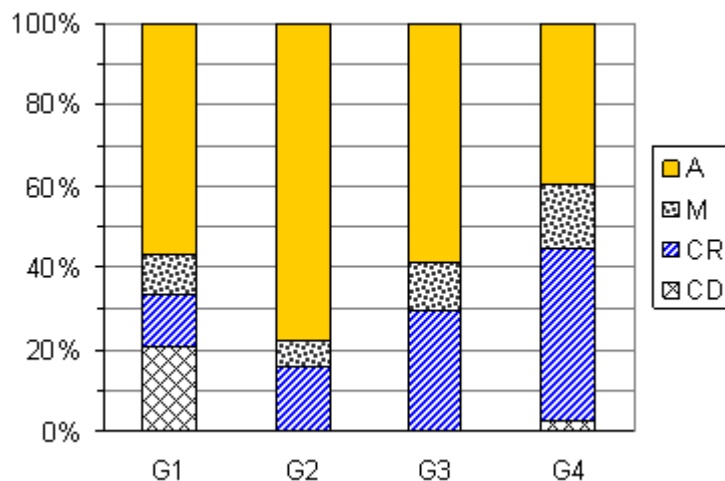


Gráfico 2

Representación gráfica de los porcentajes de tipos de fracturas de acuerdo con los grupos experimentales.

El test de Kruskal-Wallis proporcionó la estadística  $H = 10,18$  a la que corresponde el valor de probabilidad  $p = 0,017$  ( $< 0,05$ ), indicando comportamiento significativamente diferente entre los grupos con relación a los puntos medios de los tipos de fractura. Comparaciones múltiples de los puntos medios por el test de Dunn mostraron diferencias significativas, al nivel de 5%, entre los grupos G1 y G2 ( $p = 0,044$ ) y entre los grupos G2 y G4 ( $p = 0,006$ ). Entre los otros grupos no hubo evidencia de diferencias significativas ( $p > 0,05$ ).

#### Microscopia CLSM:

Con el microscopio CLSM fue posible observar la interfase adhesiva pudiendo identificar claramente la masa de resina (R), capa de adhesivo (A), capa híbrida (CH) así también como la cantidad y profundidad de "tags" (T) en el interior del substrato dentinario; que fue significativamente menor en el grupo 2 (figura 2) mayor en el grupo 3 (Figura 3) y semejante para los grupos 1 y 4 (Figuras 1 y 4).

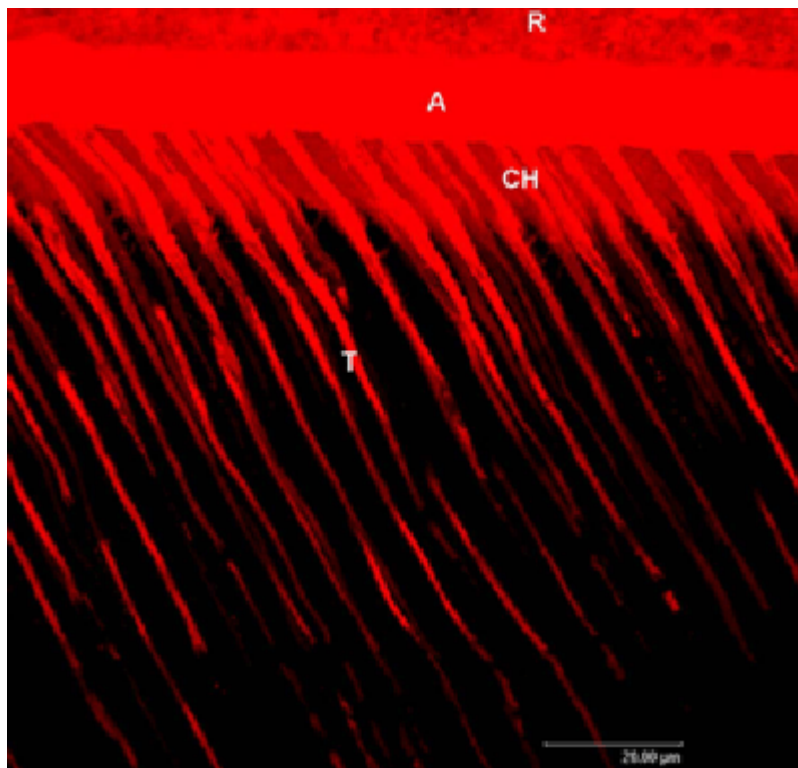


Figura 1  
Interfase adhesiva fotopolimerizada con luz halógena de 560 mW/cm<sup>2</sup> -  
Grupo 1 (Imagen)

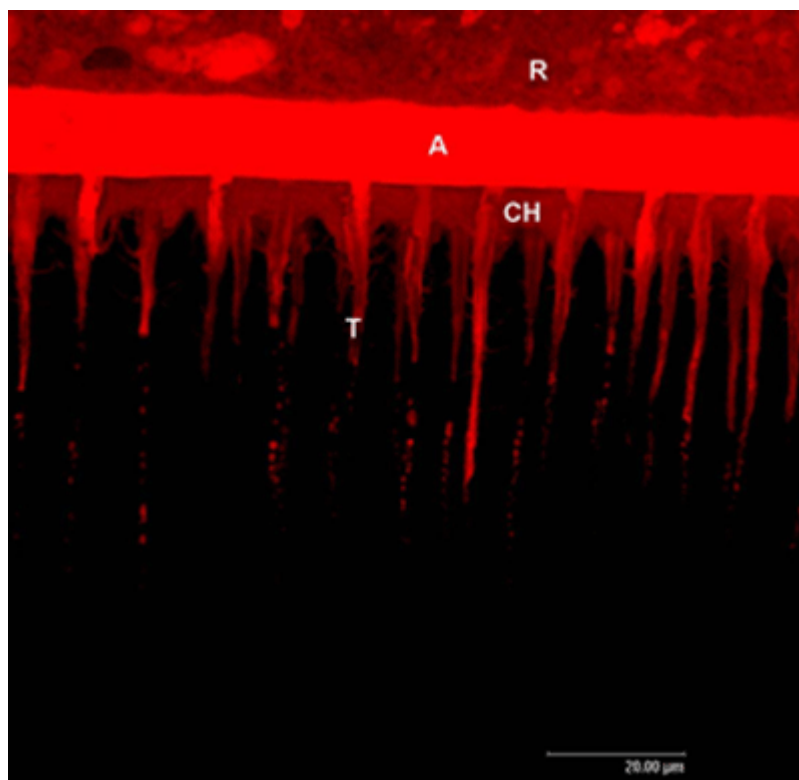


Figura 2  
Interfase adhesiva fotopolimerizada con LED de 103 mW/cm<sup>2</sup> - Grupo 2  
(Imagen CLSM 63x).



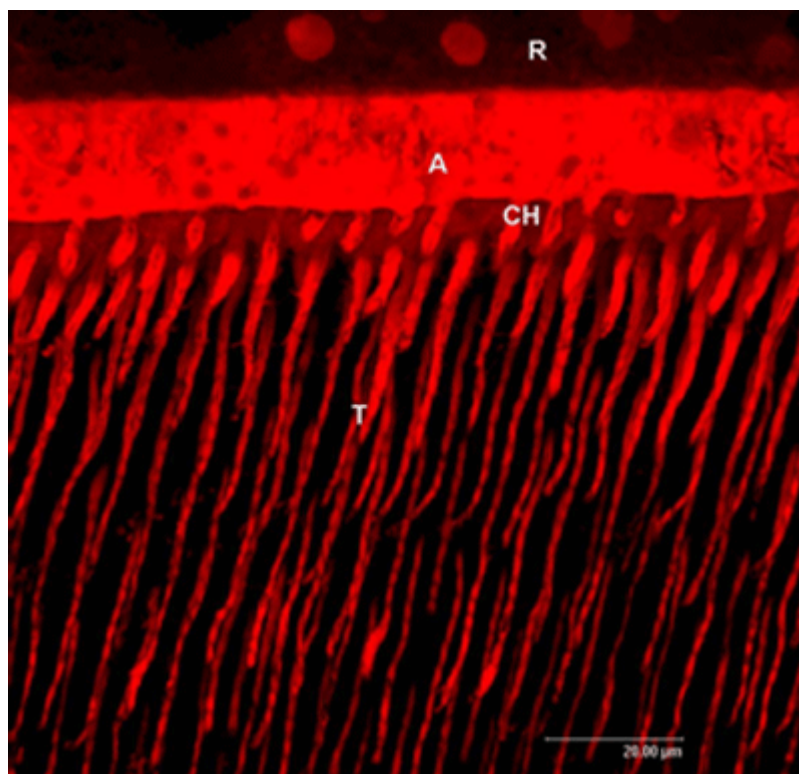


Figura 3  
Interfase adhesiva fotopolimerizada con LED de 662 mW/cm<sup>2</sup> - Grupo 3  
(Imagen CLSM 63x).

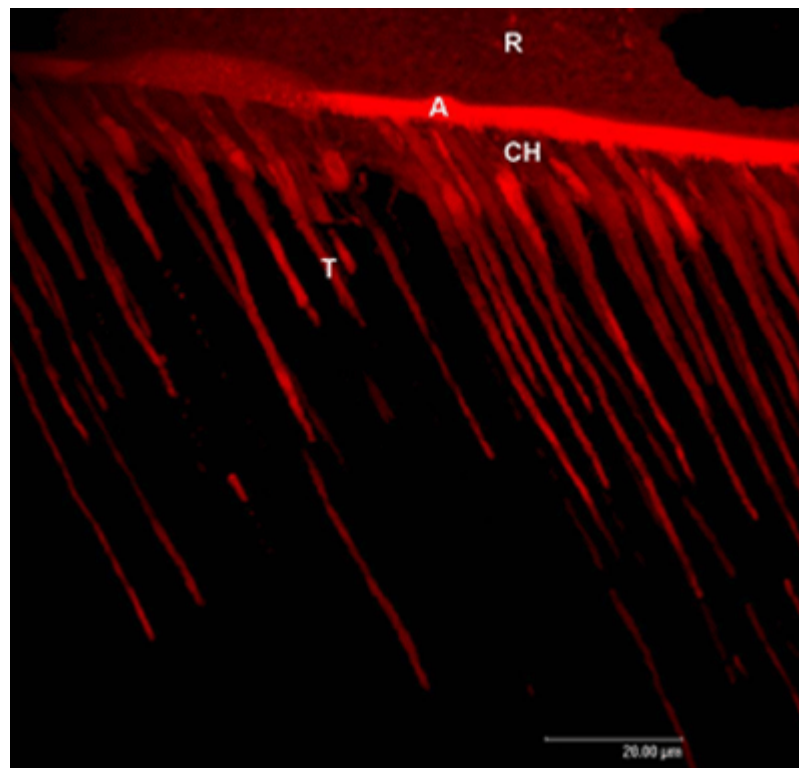


Figura 4  
Interfase adhesiva fotopolimerizada con LED de 479 mW/cm<sup>2</sup>  
- Grupo 4 (Imagen CLSM 63x).

## DISCUSIÓN

El suceso en la adhesión y la longevidad de las restauraciones de resina compuesta fotopolimerizables, depende directamente del grado de conversión de estas y del sistema adhesivo (13), es decir, de las propiedades físico-químicas finales, que están directamente relacionadas, con la capacidad de fotoactivación de las distintas fuentes de luz utilizadas para esta finalidad (14-21).

Estas propiedades han sido ampliamente estudiadas, utilizándose diferentes metodologías (6,14,22-24); pero muchos de estos trabajos dan lugar a controversias, una vez que no existe un patrón de metodologías; dando lugar a resultados con diferencias enormes entre valores de resistencia adhesiva. Así mismo, los valores entre 27,23 MPa y 37,92 MPa, obtenidos en nuestro estudio, coinciden con los trabajos de Tay et al. (25) (1998); Mill et al.(16) (1999); Cardoso et al.(26) (2001); y Zheng et al.(27) (2001).

Según Pashley et al.(28) (1995) las fallas en dentina comienzan a aparecer, cuando los valores de resistencia adhesiva llegan a 15 MPa.; ya para Sano et al.(29) (1994) esas fallas solo aparecen, cuando los valores de resistencia adhesiva están próximas de 104 MPa y se deben a fallas en la distribución del estrés en la interfase adhesiva. Con los valores de resistencia adhesiva encontrados en nuestra investigación (tabla 2) obtuvimos un pequeño número de fracturas en dentina, semejante a otros trabajos de la literatura (6,24,30); no obstante, existan pequeñas divergencias en las metodologías.

La incorporación de determinados colorantes orgánicos fluorescentes como la fluoresceína, rodamina 6G e B, amarillo lucifer y astra blue en la composición de algunos materiales restauradores y la excitación de los mismos con longitudes de onda específicos, no es novedad en la odontología (2,5,9,10). Esta técnica, favorece a la visualización de áreas de difícil análisis, debido a la coloración característica de tales

substancias y el contraste de las misma con la estructura dental y los materiales restauradores (7). En nuestro estudio, optamos por la rodamina B, el microscopio digital y el microscopio CLSM para evidenciar y evaluar con mayor facilidad los tipos de fracturas y la formación de la capa híbrida. Esta metodología fue especialmente eficaz, para observar la interfase adhesiva, permitiendo una rápida y nítida diferenciación entre ella y las estructuras adyacentes; pudiendo constatar que los valores de resistencia adhesiva están directamente relacionados con la profundidad de penetración del sistema adhesivo. Observamos que el grupo que tenía los valores más bajos de resistencia de unión, grupo 2, tenía una menor profundidad de "tags" en dentina.

Considerando el análisis comparativo de los diferentes equipos de foto-activación utilizados en nuestro estudio, en función del tipo de fractura visualizado, constatamos que los LEDs de alta potencia mostraron comportamiento semejante a la luz halógena.

La fuente de luz con varios LEDs, equipo UltraLed®, utilizado por nosotros, promovió medias de valores de adhesión significativamente inferiores a los otros equipos testados (Tabla 2). Este resultado fue observado, probablemente debido a la baja intensidad luminosa de los LEDs de primera generación que conforman este equipo. Como la activación del proceso de polimerización requiere de una intensidad mínima de luz, en región espectral adecuada para ser absorbida por la canforoquinona y probablemente la luz emitida por este tipo de LEDs no emite intensidad luminosa suficiente, para la transformación de monómeros en polímeros. Esa es una importante constatación, una vez que se puede contra-indicar este equipo para la polimerización de materiales resinosos, como ya ha sido mencionado en los trabajos de Kurashi (15) et al. (2001); Mills (16) et al. (1999); y Duna & Bush (31) (2002) donde las bajas intensidades generadas por los LEDs llevaron a los autores a contra-indicar su uso.

Los equipos de LED de alta intensidad, Biolux Single V® y UltraLume®LED5, utilizados en nuestra investigación, demostraron valores medios de adhesión satisfactorios, sin ser significativamente diferentes cuando comparados con la luz halógena, como puede ser observado en el gráfico 1. Permittiéndonos afirmar juntamente con Uhl (32) et al. (2004) y Campreggher (33) et al., que esta nueva tecnología representada por los LEDs de alta potencia puede ser una opción viable como fuente de activación de productos Odontológicos resinosos y pudimos constatar esta tendencia, por el comportamiento de la resistencia adhesiva propiciada por los LEDs testados por nosotros, mientras tanto, debemos resaltar que se trata de una nueva tecnología y la real contribución de estos equipos solo podrá ser efectivamente comparada a través de trabajos que evalúen el efecto de da luz LED sobre las diferentes propiedades de los materiales restauradores modernos, juntamente con testes clínicos y observaciones de desempeño longitudinales.

## CONCLUSIONES

De acuerdo con las condiciones experimentales del presente estudio, los autores concluyen que:

1. La utilización del pigmento fluorescente y CLSM demostró ser una técnica simple y no destructiva, facilitando la observación de la interfase adhesiva.
2. Hay evidencias de que la intensidad de la luz foto-activadora influyó en la resistencia de unión en dentina. Siendo desfavorable en el equipo LED de 103 mW/cm<sup>2</sup>.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Nakamura S, Mukai T, Senoh M. Candela-class high-brightness InGaN/AlGaN double-heterostructure blue-light-emitting diodes. *Appl. Phys. Lett.* (1994); 64(13): 1687-9.
2. Boyde A, Jones SJ, Taylor ML, Wolfe LA, Watson TF. Fluorescence in the tandem scanning

- microscope. *J. Microsc.* (1990); 157(1): 39-49.
3. Christen AG, Mitchell DF. A fluorescent dye method for demonstrating leakage around dental restorations. *J. Dent. Res.* (1966); 45(5): 1485-92.
  4. Ferreira Zandona AG, Kleinrichert T, Analoui M, Schemehorn BR, Eckert GJ, Stookey GK. Effect of two fluorescent dyes on color of restorative materials. *Am. J. Dent.* (1997); 10(4): 203-7.
  5. Watson TF, Boyde A. Confocal light microscopic techniques for examining dental operative procedures and dental materials. A status report for the American Journal of Dentistry. *Am. J. Dent.* (1991); 4(4): 193-200.
  6. Nakajima M, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S, Ciucchi B, Russell CM, Pashley DH. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J. Dent. Res.* (1995); 74(10): 1679-88.
  7. Pioch T, Stotz S, Staehle HJ, Duschner H. Applications of confocal laser scanning microscopy to dental bonding. *Adv. Dent. Res.* (1997); 11(4): 453-61.
  8. Watson TF. Applications of confocal scanning optical microscopy to dentistry. *Br. Dent. J.* (1991); 171(9): 287-91.
  9. Watson TF. A confocal optical microscope study of the morphology of the tooth/restoration interface using Scotchbond 2 dentin adhesive. *J. Dent. Res.* (1989); 68(6): 1124-31.
  10. Watson TF, Billington RW, Williams JA. The interfacial region of the tooth/glass ionomer restoration: a confocal optical microscope study. *Am. J. Dent.* (1991); 4(6): 303-10.
  11. Dige I, Nilsson H, Kilian M, Nyvad B. In situ identification of streptococci and other bacteria in initial dental biofilm by confocal laser scanning microscopy and fluorescence in situ hybridization. *Eur. J. Oral Sci.* (2007); 115(6): 459-67.
  12. Pioch T, Stotz S, Buff E, Duschner H, Staehle HJ. Influence of different etching times on hybrid layer formation and tensile bond strength. *Am. J. Dent.* (1998); 11(5): 202-6.
  13. Asmussen E, Uno S. Adhesion of restorative resins to dentin: chemical and physicochemical aspects. *Oper. Dent.* (1992); Suppl 5: 68-74.
  14. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent. Mater.* (2000); 16(1): 41-7.
  15. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhães DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent. Mater.* (2001); 17(4): 309-15.
  16. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br. Dent. J.* (1999); 186(8): 388-91.
  17. Mills RW, Uhl A, Blackwell GB, Jandt KD. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials.* (2002); 23(14): 2955-63.

18. Whitters CJ, Girkin JM, Carey JJ. Curing of dental composites by use of InGaN light-emitting diodes. *Opt. Lett.* (1999); 24(1): 67-8.
19. Nomoto R, Asada M, McCabe JF, Hirano S. Light exposure required for optimum conversion of light activated resin systems. *Dent. Mater.* (2006); 22(12): 1135-42.
20. Teshima W, Nomura Y, Tanaka N, Urabe H, Okazaki M, Nahara Y. ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. *Biomaterials.* (2003); 24(12): 2097-103.
21. Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J. Oral Rehabil.* (2002); 29(12): 1165-73.
22. Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SHY. Resin permeation into acid-conditioned, moist, and dry dentin: A paradigm using water-free adhesive primers. *J. Dent. Res.* (1996); 75(4): 1034-44.
23. Griffiths BM, Watson TF, Sherriff M. The influence of dentine bonding systems and their handling characteristics on the morphology and micropermeability of the dentine adhesive interface. *J. Dent.* (1999); 27(1): 63-71.
24. Spohr AM, Conceição EN, Pacheco JFM. Tensile bond strength of four adhesive systems to dentin. *Am. J. Dent.* (2001); 14(4): 247-51.
25. Tay FR, Gwinnett JA, Wei SHY. Micromorphological spectrum of acid-conditioned dentin following the application of a water-based adhesive. *Dent. Mater.* (1998); 14(5): 329-38.
26. Cardoso PEC, Carrilho MRO, Francci CE, Perdigão J. Microtensile bond strengths of one-bottle dentin adhesives. *Am. J. Dent.* (2001); 14(1): 22-4.
27. Zheng L, Pereira PN, Nakajima M, Sano H, Tagami J. Relationship between adhesive thickness and microtensile bond strength. *Oper. Dent.* (2001); 26(1): 97-104.
28. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent. Mater.* (1995); 11(2): 117-25.
29. Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J. Dent. Res.* (1994); 73: 1205-11.
30. Nakajima M, Kanemura N, Pereira PNR, Tagami J, Pashley DH. Comparative microtensile bond strength and SEM analysis of bonding to wet and dry dentin. *Am. J. Dent.* (2000); 13(6): 324-8.
31. Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *J. Am. Dent. Assoc.* (2002); 133(3): 335-41.
32. Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. *Dent. Mater.* (2004); 20(1): 80-7.
33. Campregher UB, Samuel SMW, Fortes CBB, Medina ADC, Collares FM, Ogliari FA. Effectiveness of second-generation light-emitting diode (LED) light curing units. *J. Contemp. Dent. Pract.* (2007); 8(2): 35-42.