

# COMPORTAMIENTO TENSIONAL Y TANGENCIAL DE SUPERFICIE CERÁMICA CEMENTADA A DENTINA CON DIVERSOS SISTEMAS RESINOSOS. ESTUDIO PILOTO

Reinaldo Rodríguez A. <sup>1</sup>, Germán Gómez A.<sup>2</sup>, Mauricio Naranjo P. <sup>3</sup>, Patricia Ortíz P. <sup>4</sup>, GIB<sup>5</sup>

1. Cirujano Dental Universidad de Panamá, Residente Rehabilitación Oral Universidad CES. Correo electrónico: [reyrod11@hotmail.com](mailto:reyrod11@hotmail.com)
2. Odontólogo Universidad Cooperativa de Colombia, Residente Rehabilitación Oral Universidad CES
3. Odontólogo Universidad CES, Protesista Periodontal Universidad CES, Docente pregrado y posgrado Universidad CES
4. Odontóloga Universidad CES, Protesista Periodontal Universidad CES, Magister en Epidemiología Universidad CES, Docente pregrado y posgrado Universidad CES
5. Grupo de Investigación en Bioingeniería CES-EAFIT

## RESUMEN

**Propósito:** El objetivo de este estudio fue evaluar la resistencia adhesiva ante fuerzas cortantes y tensiles de tres agentes cementantes, dos multipasos y uno autoadhesivo, al cementar dentina y disilicato de litio. **Materiales y métodos:** Se recolectaron 30 terceros molares recién extraídos, los cuales fueron preparados, montados en una base de resina epóxica y cementados a 30 especímenes de disilicato de litio con tres cementos resinosos comercialmente disponibles (RelyX® ARC, Variolink II® y RelyX® Unicem) obteniendo 10 especímenes cementados por grupo de cemento, dividiéndose cada grupo de cemento en 5 especímenes para prueba de tensión y 5 para prueba de corte. La superficie adhesiva fue de 3mm de diámetro para el disilicato y la dentina. Las pruebas de corte y tensión se realizaron en una máquina de ensayo universal. Los datos fueron analizados estadísticamente y el tipo de falla se evaluó bajo estereomicroscopía. **Resultados:** Para la prueba de corte los valores de resistencia y desviaciones estándar fueron RelyX ARC 4,9 (2,4), Variolink II 2,7 (2,3), RelyX Unicem 5,7 (1,7), para la prueba tensil los valores fueron RelyX ARC 4,0 (1,8), Variolink II 2,5 (1,4), RelyX Unicem 2,1 (1,4). No hubo diferencias estadísticamente significativas. El tipo de falla predominante fue adhesiva. **Conclusiones:** se necesita un tamaño muestral mayor para encontrar significancia estadística. Los valores de resistencia adhesiva encontrados en la literatura son muy variados, debido posiblemente, a la variabilidad en los diseños de las pruebas.

**PALABRAS CLAVE:** Cementos de resina, resistencia al corte, resistencia a la tracción, porcelana dental

## **SHEAR AND TENSILE BOND STRENGTH BETWEEN CERAMIC SURFACE LUTING TO HUMAN DENTIN WITH RESIN CEMENTS, A PILOT STUDY**

### **BOND STRENGTH OF LITHIA DISILICATE TO HUMAN DENTIN USING RESIN CEMENTS, A PILOT STUDY**

#### **ABSTRACT**

**Statement of problem:** The adhesive cementation seeks to reduce the operative steps decreasing the sensitivity of the technique. Lithia disilicate it has been shown a great option for esthetic restoration. For a successful clinical outcome, the luting agent should have high bond strength, in both, ceramic and dental surface.

**Purpose:** To find cementing technique provides greater predictability when cementing ceramic restorations  
**Materials and methods:** The buccal surfaces of 30 freshly extracted human third molars were ground flat, parallel to the long axis. Thirty ceramic specimens were prepared using Emax Press system (IvoclarVivadent). Ceramic and dental specimens were luted with each of the following resin luting systems: RelyX® ARC, Variolink II® y RelyX® Unicem with their respective bonding systems. All specimens were immersed in water at 37°C for 24 hours, before being thermal cycled for 5000 cycles in  $6 \pm 2^{\circ}\text{C}$  y  $66 \pm 2^{\circ}\text{C}$  water. Shear (S) and tensile (T) bond strength tests were applied to 5 specimens from each cement group by an universal testing machine (Instron® 3345). Fractured surfaces were inspected by stereomicroscopy. Statistical analyses were performed using nonparametric 1-way ANOVA. **Results:** Mean shear bond

strength data of the groups in MPa were: RelyX ARC  $4,9 \pm 2,4$ , Variolink II  $2,7 \pm 2,3$ , RelyXUnicem  $5,7 \pm 1,7$ . The tensile test values in MPa were RelyXARC  $4,0 \pm 1,8$ , Variolink II  $2,5 \pm 1,4$ , RelyXUnicem  $2,1 \pm 1,4$ . No statistical differences were observed in both test (shear and tensile). There was predominance of adhesive failures. **Conclusions:** Requires a larger sample size to find statistical significance. The bond strength values found in the literature are varied, possibly owing to the variability in the designs of the tests.

**Key words:** resin cements, shear bond strength, tensile bond strength, dental porcelain

## INTRODUCCIÓN

Buonocore en 1955 inició la era adhesiva al descubrir que un ácido era capaz de grabar la superficie del esmalte y que ésta podía ser impregnada por una resina(1). Este descubrimiento fue el comienzo de la carrera por mejorar la unión del diente al material restaurador a través de un adhesivo. Inicialmente los ensayos buscaban mejorar la resistencia adhesiva, pero una vez se encontraron buenos valores adhesivos, los experimentos se volcaron a disminuir los pasos operatorios de la técnica. Actualmente, existen comercialmente muchos cementos que se indican según sus fabricantes para múltiples casos; los de última generación prometen disminuir los pasos operatorios en la técnica adhesiva que es muy sensible a la contaminación (ejemplo: agua, saliva). Esta justificación hace pensar que los cementos llamados autograbadores o autoadhesivos eliminen

pasos operatorios adicionales como el grabado ácido, incorporando en sus componentes agentes grabadores, así que la aplicación por separado de un ácido para grabar la superficie del esmalte y la dentina pueda eliminarse, descartando el paso operatorio de grabado y lavado de la superficie, disminuyendo así las probabilidades de fallas por la sensibilidad de la técnica adhesiva. Un problema de estos cementos es la capacidad que tienen de lograr valores de resistencia adhesiva iguales o superiores a los cementos de múltiples pasos (grabado, enjuague y acondicionamiento), lo cual en la literatura actual no ofrece consenso(2).

Muchas metodologías se han descrito para evaluar valores de resistencia adhesiva, entre ellas se describen pruebas macro y micro, cada una con sus ventajas y desventajas (3). Revisando la literatura disponible observamos variaciones en los promedios de resistencia adhesiva que oscilan entre 4 hasta 25 MPa mostrando una amplia variabilidad en desviaciones estándar para pruebas macro (corte y tensión), mientras que para pruebas micro son mayores los valores obtenidos(4-8). La resistencia adhesiva se puede valorar por medio de muchas pruebas, la más común es someter la interfase adhesiva entre dos superficies a fuerzas tensiles y cortantes, sin embargo hay que considerar que en boca los materiales dentales son sometidos a muchas otras fuerzas o variables(3). Otras condiciones del medio oral que se intentan simular son las variaciones de temperatura; está claro que una prueba que mida adhesión entre la estructura dental y un material restaurador debe someterse a un termociclaje que permita envejecer la interfase adhesiva tal cual como pasaría "in vivo". Es difícil extrapolar

años de servicio clínico en pruebas in vitro por medio del termociclaje, lo cual es un problema sin resolver dentro de las investigaciones dentales.(9)

Los materiales cerámicos han ganado popularidad debido a la demanda estética y a la accesibilidad de la información. Materiales totalmente cerámicos como el disilicato de litio han probado ser una buena opción de tratamiento según indicación de uso(10). Este sistema de cerámica prensada está indicado para utilizarse con el sistema adhesivo Variolink II, sin embargo, es interesante observar en la literatura disponible la utilización de este sistema cerámico con cementos autoadhesivos, quienes requieren de más investigaciones para evaluar resistencia adhesiva, estabilidad de la unión, entre otros.

El objetivo principal de este estudio es evaluar la resistencia adhesiva ante fuerzas cortantes y tensiles de tres agentes cementantes, dos multipasos y uno autoadhesivo al cementar dentina y disilicato de litio.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se recolectaron 30 terceros molares recién extraídos, los cuales fueron preparados y cementados a 30 especímenes cerámicos con tres cementos comercialmente disponibles obteniendo 10 especímenes cementados por grupo de cemento, adicionalmente cada grupo de cemento se subdividió, en 5 para prueba de tensión y 5 para corte. Una vez extraídos se almacenaron en solución salina al 0.9% a 4°C hasta el momento de utilizarlos. Esta cantidad se seleccionó por conveniencia debido a la falta de estudios que tuvieran semejanza en cuanto a materiales utilizados y diseño de la prueba. Posteriormente, se eliminó el tejido

periodontal por medio de curetas (HuFriedy®) y pulió la superficie con piedra pómez; las muestras fueron recortadas a 2mm por debajo de la unión amelocementaria (fig. 1) con una fresa diamantada troncocónica alargada (#6856 Brasseler®) con pieza de alta velocidad e irrigación (MACH II, NSK®). Los especímenes se colocaron en una formaleta (RIMAX LTDA) fijados cada uno a un tubo de aluminio con una cinta adhesiva doble contacto (Scotch®). Para la prueba de tensión se insertó dentro de la formaleta un tubo de aluminio mientras que la formaleta para la prueba de corte permaneció sin alterar. Cada diente se colocó de modo que la superficie vestibular quedara expuesta hacia el lado de la cinta doble contacto (fig. 2). Una vez se aseguró la posición central de cada diente dentro de la cubeta se realizó el vaciado de resina epóxica (RESINA SP – 111 / ENDURECEDOR SQ - 56) que se manipuló siguiendo las indicaciones del fabricante, dejando aproximadamente la mitad del diente expuesta y la otra embebida en la resina; una vez finalizada su autopolimerización (24 horas), las muestras se retiraron de la formaleta y se recortaron en cubos del tamaño aproximado de cada diente. Cada molar se recortó en la superficie vestibular (fig. 3) para exponer aproximadamente 5mm<sup>2</sup> de dentina y obtener una superficie plana por medio de una recortadora a baja velocidad con irrigación (IsoMet® Buehler, modelo 11-180-160) y se realizó el acabado con papel de SiC grano 600 para estandarizar la capa de barrillo dentinario (fig. 4). Posteriormente, se evaluó cada superficie con magnificación de 80x por medio de un estereomicroscopio (Nikon® MZS 1000) para verificar que la superficie dentinaria no tuviese restos de esmalte. Los dientes fueron almacenados en solución salina al 0.9% a 4°C hasta el momento de utilizarlos.

Treinta especímenes de disilicato de litio fueron preparados por medio del sistema Emax Press (Ivoclar Vivadent®). Se creó un modelo (figura 5), con un diámetro menor (3mm) para adherirse con la estructura dental. La forma y dimensiones de este modelo se fabricaron por conveniencia para poder realizar las pruebas tensiles y cortantes. Este modelo se reprodujo primero en acero inoxidable y se utilizó para realizar un molde de silicona con dos modelos en negativo. El molde en silicona se usó para vaciar la cera (Crowax Dur No 674-0x00 Renfert®) y fabricar los especímenes cerámicos que se utilizaron siguiendo las especificaciones del fabricante. Los especímenes cerámicos se montaron en un anillo de silicona de 100gr, y fueron revestidos con IPS PressVEST Speed, dejándolo fraguar por 30 minutos, precalentado a 850°C y prensado con lingotese.max® Press (Ivoclar Vivadent®). Posterior a esto el revestimiento fue retirado con óxido de aluminio 50 µm a 2 bares de presión (fig. 6), se recortaron de los bebederos y se sumergieron en un baño ultrasónico de HF al 1% (IPS e.max® press Invex) por 10 minutos, luego se retiraron, se enjuagaron en agua corriente y se secaron con aire a presión. Para eliminar la capa de reacción se arenó con óxido de aluminio 50 µm a 1 bar de presión. Los especímenes cerámicos se colocaron en una formaleta plástica (plásticos RIMAX LTDA) y se colocaron de manera similar a los terceros molares (fig. 7 y 8). Cada espécimen cerámico se colocó de modo que la superficie de 3mm de diámetro quedara expuesta hacia el lado de la cinta doble contacto. Y se vació la resina epóxica (RESINA SP – 111 / ENDURECEDOR SQ – 56) siguiendo las indicaciones del fabricante y dejando aproximadamente la porción de 3mm expuesta y la otra mitad de 5mm embebida en la resina. Los

cubos se retiraron 24 horas después del vaciado y se recortaron a conveniencia para luego almacenarlos en un recipiente seco hasta el momento de utilizarlos.

Para el proceso de cementación se utilizaron tres cementos comercialmente disponibles: RelyX™ ARC (3M ESPE), RelyX™ Unicem (3M ESPE) y Variolink II (Ivoclar Vivadent®). Se utilizó una máquina de prueba universal (Instron® 3345) para estandarizar el grosor de película (fig. 9) inferior a 50µm según norma ISO para cementos a base de resina(11,12). Para los grupos de RelyX™ ARC y Variolink II la dentina fue grabada con ácido fosfórico al 37% por 15 segundos utilizando técnica de grabado total, lavado de la superficie con agua y secado con papel Kleenex® sin resecar; luego se aplicaron adhesivos específicos de cada casa fabricante para cada cemento, siguiendo las especificaciones del fabricante, así: para el sistema RelyX™ ARC el sistema Adper™ Single Bond 2 y para Variolink el sistema Excite™ (Ivoclar Vivadent®). Para el cemento RelyX™ Unicem no se realizó grabado ácido de la dentina. Para los tres grupos de cementos se utilizó el mismo pretratamiento del espécimen cerámico siguiendo el protocolo de la casa fabricante, que consistió de grabado de la superficie cerámica con IPS Ceramic Etching Gel 5% (Ivoclar Vivadent) por 20 segundos, lavado y secado de la superficie, aplicación de Monobond-S (Ivoclar Vivadent) por 1 minuto y aireado. Cuando las superficies (dentina y cerámica) estuvieron preparadas para la adhesión, se procedió a la mezcla del cemento según especificaciones del fabricante y se colocó en la superficie cerámica de modo que al bajar el brazo de la máquina Instron quedaran cementadas ambas superficies (fig. 10). El exceso se retiró con aplicadores y se polimerizó con una lámpara LED (Bluephase® Ivoclar

Vivadent) 40 segundos por cada zona del cubo para los cementos RelyX ARC y Variolink, mientras que para RelyX Unicem fue de 20 segundos por zona tal como recomienda el fabricante.

Los 30 especímenes cementados fueron almacenados en agua destilada por 24 horas a 37°C y termociclados a 5000 ciclos en agua destilada a temperaturas entre  $6 \pm 2^\circ\text{C}$  y  $66 \pm 2^\circ\text{C}$ .

Las pruebas de corte y tensión se realizaron en una máquina de ensayos universal (Instron® 3345) a una velocidad de 0.5mm/seg hasta la falla y la fuerza adhesiva se registró en MPa. Para la prueba de corte se utilizó un alambre redondo de ortodoncia calibre 0.045 pulgadas que se colocó lo más cercano posible a la superficie dentinaria (fig. 11); para la prueba de tensión, cada base del espécimen se modificó insertando un tubo de aluminio por el que se insertó un alambre redondo de ortodoncia en uno de los extremos del cubo, el otro extremo del alambre se mantuvo fijo para generar tracción (fig. 12). Los especímenes se observaron al estereomicroscopio (Nikon MZS 1000) para evaluar el tipo de falla.

El análisis estadístico se llevó a cabo mediante el programa STATA 10. Se aplicó la prueba de ANOVA para comparar las fuerzas tensiles y tangenciales para encontrar diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0.05$ ).

Se obtuvo el aval del comité de ética de la Universidad CES para la recolección de los dientes previo consentimiento informado de sus donantes, y se manipularon manteniendo las normas de acuerdo con los criterios definidos según resolución N° 008430 de 1993 del Ministerio de Salud de la República de Colombia.

## RESULTADOS

Los promedios y desviaciones estándar para la resistencia al corte y tensión de cada grupo de cemento se muestran en la tabla 1. No hubo diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de cementos, sin embargo esto no indica que no hay diferencias entre los grupos, debido a que al aplicar el poder de la prueba mostró un valor inferior a lo aceptable, indicando que la muestra es insuficiente para poder sacar conclusiones a los objetivos planteados en este estudio.

Con respecto al tipo de fallas, se encontraron predominancia de fallas adhesivas sobre las mixtas, no se registraron fallas cohesivas puras en dentina o en la cerámica.

Tabla 1. Valores de resistencia adhesiva

GRUPO	RESISTENCIA ADHESIVA (MPa)	
	Corte (DE)	Tensión (DE)
RelyX ARC	4,9 (2,4)	4,0 (1,8)
Variolink II	2,7 (2,3)	2,5 (1,4)
RelyX Unicem	5,7 (1,7)	2,1 (1,4)

Tabla 2. Prueba de ANOVA

		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig
MPa Tension	Between groups	8,264	2	4,132	1,793	,212
	Within groups	25,345	11	2,304		
	Total	33,609	13			
MPa Corte	Between groups	30,366	2	15,183	3,381	,061
	Within groups	67,367	15	4,491		
	Total	97,733	17			

## DISCUSIÓN

La evaluación de la resistencia adhesiva de un cemento por medio de pruebas in vitro es determinante para poder valorar su utilización clínica. En la literatura disponible no hay consenso sobre los protocolos a seguir (tipo de prueba, velocidad de corte, tamaño de espécimen, tratamiento de superficie, etc), así que existe una gran gama de opciones al realizar un ensayo de este tipo. Pashley y colaboradores (13) resumieron las variables que pueden influenciar los resultados de las pruebas, entre ellas están el tipo de substrato, el grabado, el acondicionamiento, el tipo de adhesivo. Otros factores que pueden influenciar los valores de resistencia adhesiva son el módulo elástico de la resina, área adhesiva, condiciones de almacenamiento de los especímenes, diseño de la prueba. (3)

En este estudio el pretratamiento del disilicato de litio siguió las normas que la casa comercial recomienda, que consiste en grabar de la superficie cerámica con ácido hidrofúorhídrico al 5% por 20 segundos, lavado, secado de la superficie,

colocación de silano (Monobond-S) por 1 minuto y aireado. Al respecto, podemos indicar que la literatura disponible es muy amplia al aplicar protocolos de grabado del disilicato. Ozcan y col(14) aplicando este protocolo demostraron valores de resistencia adhesiva de 25MPa posterior al termociclado (6000 ciclos) sin embargo ellos utilizaron Heliobond Vivadent mientras que el presente estudio utilizó Excite®, adicionalmente, no utilizó dentina como sustrato sino el mismo cemento resinoso (Variolink II) con una superficie adhesiva de 10mm. Pekann y col (6) siguiendo este mismo protocolo de grabado, encontró valores de resistencia adhesiva al corte de 9.15 MPa para variolinkII posterior termociclaje (500 ciclos) con una superficie adhesiva de 3mm. Muhittin Toman y colaboradores (4) encontraron valores de resistencia adhesiva para variolink II al corte de  $25.89 \pm 3.71$  utilizando una superficie adhesiva de 2mm y el mismo protocolo de grabado por 20s con HF al 5% y termociclaje a 5000 ciclos. Lo anterior muestra una amplia variabilidad en valores de resistencia adhesiva que ofrece la literatura ,indicando, que la concentración y tiempos de grabado, no están estandarizados. Ozcan y col (14) encontraron grandes desviaciones estándar en el grupo de grabado ácido antes y después de termociclado, y mencionan como posible explicación, los precipitados formados en los canales y surcos creados por el ataque ácido y lavado de la superficie, que pueden debilitar la interfase resina-cerámica y promover, una falla prematura. Adicionalmente, las irregularidades provocadas por el ataque ácido produjeron valores de resistencia adhesiva más altos, sugiriendo que el efecto de debilitamiento de la superficie cerámica por el grabado ácido puede minimizarse debido a la alta superficie de retención micromecánica que favorece la adhesión.

(15)

El protocolo de termociclado en investigaciones in vitro tampoco es un proceso estandarizado. Observamos en la literatura(4,7,9,14-16) discrepancias entre períodos de almacenamiento y números de ciclos, encontrando múltiples opciones de cómo realizar este procedimiento. El almacenamiento en agua de los especímenes ocasiona hidrólisis de la interfase adhesiva. Una de las razones de la degradación de la interfase dentina-adhesivo es la pobre polimerización de la capa adhesiva. Reis y colaboradores (17) evaluaron el efecto de los tiempos de polimerización prolongada en la fuerza de adhesión entre dentina y adhesivo inmediatamente y a los 6 meses. Se aplicó adhesivo (Adper Single Bond 2) a la superficie dentinaria y se fotocuró durante 10, 20, o 40 segundos a  $600 \text{ mW cm}^2$ . Posteriormente se probaron ante fuerzas tensiles, y se utilizó microscopía electrónica de barrido. La calidad de la capa adhesiva se evaluó mediante análisis termogravimétrico. La mayor fuerza adhesiva se observó al fotocurar durante 40 segundos. La degradación de la interfase adhesivo-dentina se produjo en todas las condiciones experimentales, siendo menos pronunciada cuando el adhesivo se fotopolimerizó durante 40 segundos. Otro factor en cuanto a la degradación de la interfase adhesiva, es la composición de los monómeros en el adhesivo. HEMA es uno de los monómeros más utilizados, su estructura hidrofílica mejora la adhesión, sin embargo, esta puede presentarse en estados polimerizados y no polimerizados. En el estado polimerizado aún posee actividad hidrofílica encontrándose en estudios de SEM, estructuras llamadas árboles de agua, las cuales se cree, proceden de la hidrólisis de la capa híbrida por la ruptura de los enlaces covalentes entre los polímeros, por la adición de agua en las uniones éster, lo que ocasiona degradación de la resina, comprometiendo así la resistencia

adhesiva a través del tiempo(18). Hashimoto y colaboradores(19) en un estudio in vivo demostraron que las fuerzas de adhesión de los adhesivos de grabado total de tres pasos pueden reducirse entre un 50-65% después de 2-3 años. Cuando se usan adhesivos de grabado total de dos pasos, las fuerzas de adhesión disminuyen un 65% en un año y un 77% cuando se usan adhesivos autograbadores de dos pasos(20). Sin embargo, otro estudio in vitro basado en el almacenamiento con agua encontró una disminución menor de las fuerzas de adhesión, entre 23-55% incluso después de ser expuesta directamente la interface resina-dentina al agua durante seis meses (21). Aunque los tiempos de fotocurado mayores que los recomendados no pueden evitar la degradación de la interfase adhesiva, estos pueden aumentar la resistencia adhesiva, probablemente debido a la eliminación de una mayor cantidad de solvente y la presencia de una menor cantidad de monómero residual(17).

La cementación adhesiva de las cerámicas vítreas ha demostrado mejorar su longevidad e incrementar la resistencia a la fractura, así, los cementos resinosos de curado dual han ganado popularidad para ser utilizados con este tipo de cerámica.(22) Uno de los problemas de estos cementos es que la insuficiente transmisión de luz a través de la restauración cerámica puede traer consigo una polimerización inadecuada. Estos cementos procesan dos mecanismos catalíticos para reducir la cantidad de enlaces dobles y maximizar la resistencia y adhesión del cemento. El problema empieza cuando hay una reacción de autopolimerización que permite una alta solubilidad y absorción de agua disminuyendo la dureza, provocando falla prematura del cemento.(23) En

este estudio los cementos se fotopolimerizaron siguiendo especificaciones del fabricante, aunque no es posible asegurar la completa polimerización en la masa central del espécimen, adicionalmente, los especímenes se almacenaron en agua desionizada una vez terminado el proceso de cementación.

Según el glosario de términos prostodónticos (2005) podemos definir una falla adhesiva como la que ocurre en la interfase de dos materiales, mientras que una cohesiva se presenta dentro de un mismo material.(24) Según Craig(25), las fallas ocurren más comúnmente en la interfase cemento-restauración y menos frecuentemente dentro del cemento o el material restaurador. Della Bona y colaboradores(15) muestran que todas las fallas fueron adhesivas, en la región donde el adhesivo interactúa con los dos sustratos para promover la adhesión. Los resultados del presente estudio concuerdan con los encontrados en esta y en otras investigaciones, siendo la falla adhesiva la más predominante(4,6). Las pruebas de adhesión de los sistemas dentales se obtienen usando ensayos de resistencia adhesiva a la tensión o al cortante. Existen reportes de problemas asociados con la forma de realización de estas pruebas que sugieren una falencia en la confianza de tales medidas(26,27). La mayor crítica de estas pruebas es poder ejercer una distribución uniforme de fuerza y evitar propagación de grietas que promuevan una falla temprana del espécimen(3).

En la búsqueda de métodos que promuevan una distribución uniforme de la tensión a través de la interfase, se ha propuesto el uso de pruebas microtensiles de modo que, para acceder completamente en la interfase adhesiva, estas pruebas deben acompañarse de un análisis microscópico de la superficie

fracturada para poder describir consistente y completamente el proceso de fractura y los modos de falla, (28,29) sin embargo, en el presente estudio se realizó una prueba macro tensil y cortante debido a la facilidad para del diseño, manipulación del espécimen, conservación de la estructura dental y costos.

Otra consideración del presente estudio referente al diseño del espécimen, tiene que ver con la forma en que se distribuyen los esfuerzos a través de la interfase adhesiva. La zona más vulnerable dentro del diseño del espécimen es la zona de adhesión, en esta pudo haberse generado algún tipo de palanca que promoviera la generación y propagación de grietas que influenciaran fallas prematuras debido al gran volumen de los cubos de resina epóxica. Cuatro especímenes se decementaron en el proceso de termociclado, uno se decementó al momento de colocarlo en la máquina de prueba (Instron). Pekan y colaboradores mencionan el estrés torsional de los especímenes como posible variable que cause esta situación.(6)

## CONCLUSIONES

Se necesita un tamaño muestral mayor para encontrar significancia estadística. Los valores de resistencia adhesiva encontrados en la literatura son muy variados, debido posiblemente, a la variabilidad en los diseños de las pruebas.

## AGRADECIMIENTOS

Universidad CES, Ivoclar Vivadent, 3M Espe Colombia, Dr. Gabriel Toro, Dra. Marcela Henao, Ingeniero Yesid Montoya

## BIBLIOGRAFÍA

- (1) Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003 May-Jun;28(3):215-235.
- (2) Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent* 2003 Feb;89(2):127-134.
- (3) Salz U, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue - a review. *J Adhes Dent* 2010 Oct;12(5):343-371.
- (4) Toman M, Toksavul S, Akin A. Bond strength of all-ceramics to tooth structure: using new luting systems. *J Adhes Dent* 2008 Oct;10(5):373-378.
- (5) Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater* 2010 Feb;26(2):e38-49.
- (6) Pekkan G, Hekimoglu C. Evaluation of shear and tensile bond strength between dentin and ceramics using dual-polymerizing resin cements. *J Prosthet Dent* 2009 Oct;102(4):242-252.
- (7) Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Toksavul S, Vallittu PK. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. *J Oral Rehabil* 2005 Feb;32(2):128-133.
- (8) Cekic-Nagas I, Canay S, Sahin E. Bonding of resin core materials to lithium disilicate ceramics: the effect of resin cement film thickness. *Int J Prosthodont* 2010 Sep-Oct;23(5):469-471.
- (9) Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999 Feb;27(2):89-99.
- (10) Culp L, McLaren EA. Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. *Compend Contin Educ Dent* 2010 Nov-Dec;31(9):716-20, 722, 724-5.
- (11) International Organization for Standardization. ISO No. 4049:2000 Dentistry -- Polymer-based filling, restorative and luting materials. 2005; Available at: <http://www.iso.org/iso/prods-services/ISOstore/store.html>, 2009.
- (12) Kious AR, Roberts HW, Brackett WW. Film thicknesses of recently introduced luting cements. *J Prosthet Dent* 2009 Mar;101(3):189-192.
- (13) Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater* 1995 Mar;11(2):117-125.

- (14) Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater* 2003 Dec;19(8):725-731.
- (15) Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont* 2002 May-Jun;15(3):248-253.
- (16) Pisani-Proenca J, Erhardt MC, Valandro LF, Gutierrez-Aceves G, Bolanos-Carmona MV, Del Castillo-Salmeron R, et al. Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *J Prosthet Dent* 2006 Dec;96(6):412-417.
- (17) Reis A, Ferreira SQ, Costa TR, Klein-Junior CA, Meier MM, Loguercio AD. Effects of increased exposure times of simplified etch-and-rinse adhesives on the degradation of resin-dentin bonds and quality of the polymer network. *Eur J Oral Sci* 2010 Oct;118(5):502-509.
- (18) Silva e Souza MH,Jr, Carneiro KG, Lobato MF, Silva e Souza Pde A, de Goes MF. Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *J Appl Oral Sci* 2010 Jun;18(3):207-214.
- (19) Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res* 2000 Jun;79(6):1385-1391.
- (20) Koshiro K, Inoue S, Tanaka T, Koase K, Fujita M, Hashimoto M, et al. In vivo degradation of resin-dentin bonds produced by a self-etch vs. a total-etch adhesive system. *Eur J Oral Sci* 2004 Aug;112(4):368-375.
- (21) Reis A, Loguercio AD, Carvalho RM, Grande RH. Durability of resin dentin interfaces: effects of surface moisture and adhesive solvent component. *Dent Mater* 2004 Sep;20(7):669-676.
- (22) Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007 Nov;98(5):389-404.
- (23) Tanoue N, Koishi Y, Atsuta M, Matsumura H. Properties of dual-curable luting composites polymerized with single and dual curing modes. *J Oral Rehabil* 2003 Oct;30(10):1015-1021.
- (24) The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent* 2005 Jul;94(1):10-92.
- (25) Craig RG, Ward ML. *Restorative Dental Materials*. X ed. United States of America: Mosby-Year Book, Inc; 1997.

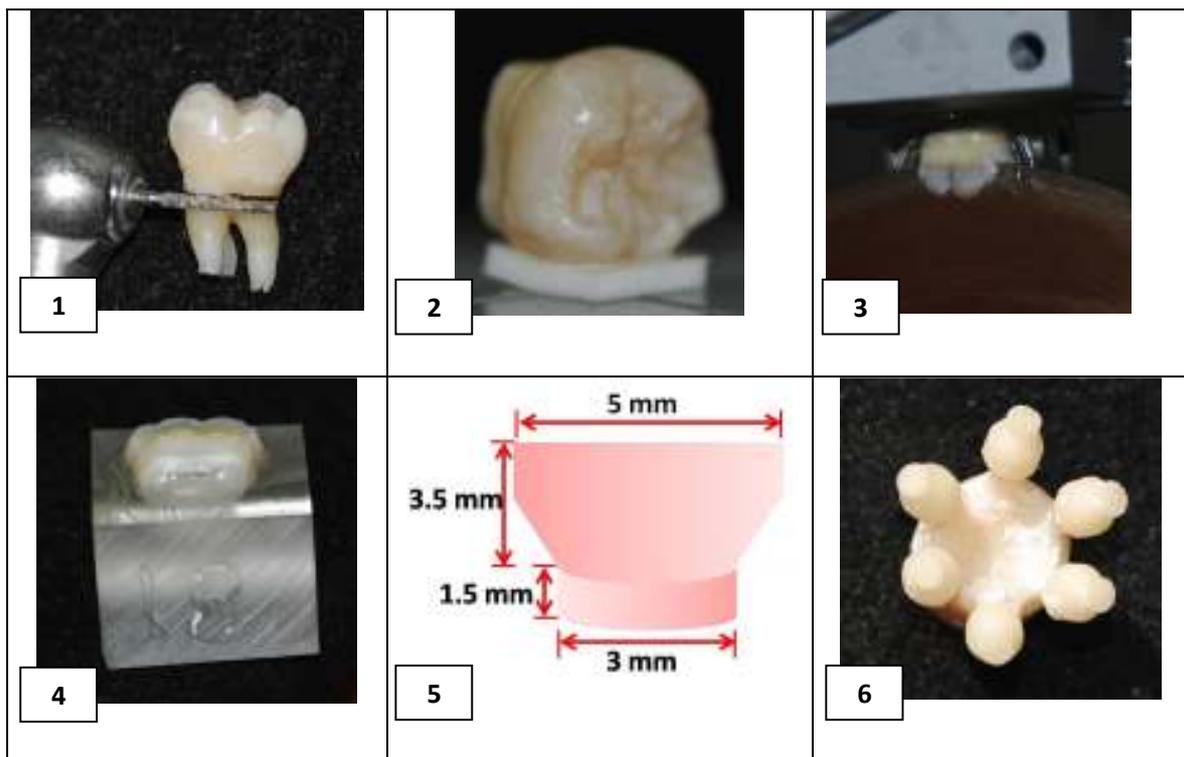
(26) Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. J Dent 1989 Apr;17(2):61-67.

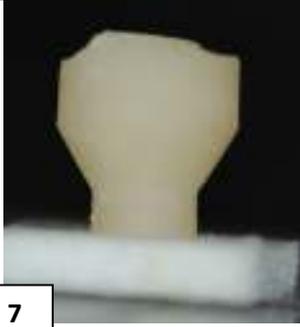
(27) DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. Dent Mater 1995 Mar;11(2):126-131.

(28) Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. Dent Mater 1998 Nov;14(6):394-398.

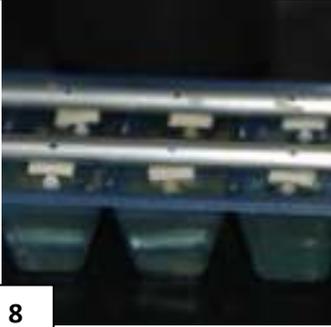
(29) Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ, Jr. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. Dent Mater 2003 Dec;19(8):693-699.

## ILUSTRACIONES





7



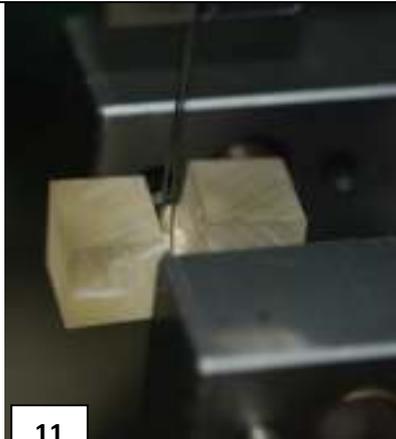
8



9



10



11



12