



**UNIVERSIDAD DE CHILE  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA**

**ANÁLISIS COMPARATIVO *IN VITRO* DE LA RESISTENCIA ADHESIVA DE  
POSTES DE FIBRA DE VIDRIO CEMENTADOS CON DOS CEMENTOS DE  
RESINA DUAL**

**Andrea Alejandra Pino Garrido**

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN  
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE  
CIRUJANO-DENTISTA**

**TUTOR PRINCIPAL**

**Prof. Dr. Pablo Angel**

**TUTORES ASOCIADOS**

**Dra. Patricia Cisternas**

**Dr. Emilio Díaz**

**Adscrito a Proyecto PRI – ODO/10/002  
Santiago - Chile  
2013**

## INDICE

INTRODUCCIÓN .....	1
MARCO TEÓRICO .....	3
HIPÓTESIS.....	17
OBJETIVO GENERAL .....	18
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	19
MATERIALES Y MÉTODO .....	20
RESULTADOS.....	28
DISCUSIÓN.....	35
CONCLUSIONES .....	40
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	41
ANEXO 1 .....	47
ANEXO 2 .....	50

## **RESUMEN**

### **Introducción:**

La importancia de escoger un adecuado sistema de cementación radica en que los postes de fibra de vidrio fallan en el tiempo, generalmente, por desalojo del canal radicular.

### **Objetivo:**

Determinar si existe diferencia de resistencia adhesiva al cementar postes de fibra de vidrio con RelyX U-200® versus aquellos cementados con Core Paste XP®.

### **Material y métodos:**

Se seleccionaron cuarenta premolares de similar largo radicular que fueron seccionados a 15 mm del ápice. Las raíces fueron endodónticamente tratadas según protocolo. Se realizó la preparación del canal radicular utilizando la Fresa Exacto N° 2 y las muestras fueron divididas aleatoriamente en dos grupos A (n=20) y B (n=20). A cada muestra se le cementó un poste de fibra de vidrio Exacto Translúcido N° 2 con cemento de resina autoadhesivo de curado dual RelyX U200® (Grupo A) y cemento de resina de curado dual Core Paste XP® (Grupo B).

Pasadas 24 horas, cada muestra fue seccionada transversalmente y se obtuvieron discos de 1 mm de altura de los segmentos cervical, medio y apical. Éstos fueron sometidos al test de push-out a una velocidad de desplazamiento fijo de 1 mm/minuto sobre su diámetro usando la máquina de ensayos universal Tinius Olsen HK5-S para cuantificar la resistencia adhesiva (MPa).

### **Resultados:**

Al comparar el comportamiento general de los dos cementos RelyX U200® (n= 60) y Core Paste XP® (n= 60), no existieron diferencias significativas ( $p= 0,457$ ). Sin embargo, al realizar un análisis por segmento, Core Paste XP® presentó valores de resistencias adhesiva significativamente mayores ( $p = 0,022$ )

en el tercio cervical mientras que RelyX U200® presentó valores significativamente mayores en el tercio apical ( $p < 0,05$ ).

**Conclusiones:**

El comportamiento global de los dos cementos estudiados es similar. Sin embargo Core Paste XP tiene su mejor comportamiento en el tercio cervical, mientras que RelyX U200, en el tercio apical. A su vez, en el tercio medio los cementos no mostraron diferencias.

## INTRODUCCIÓN

La caries dental es una de las patologías de la cavidad oral más prevalentes en el mundo. Siendo una de las principales causas de pérdida dentaria (OMS, 2007). En Chile un 85,66% de la población entre 35-44 años ha perdido más de la mitad de sus dientes por caries. Esta patología no afecta sólo la cavidad oral, sino también deteriora la salud general y calidad de vida, generando altos costos individuales y para la sociedad, convirtiéndose en un problema de salud pública (Urzúa y cols., 2012). De este modo, adquiere importancia la necesidad de realizar tratamientos oportunos que eviten la pérdida dentaria.

Las distintas indicaciones de tratamiento para una pieza dentaria van a depender del nivel de daño que presente. De este modo, antes que la caries genere cavitación en el tejido dentario, el proceso es reversible, sin embargo si la caries avanza a profundidades mayores, se debe realizar una obturación que se transformará en tratamientos cada vez más invasivos. La fase siguiente, será realizar un tratamiento de endodoncia.

Además de la caries dental, existen otras afecciones cuyo tratamiento obliga a realizar el tratamiento endodóntico como lo son el fracaso de restauraciones previas o la fractura de la pieza dentaria (Bolla y cols., 2008).

Una de las consecuencias de realizar un tratamiento endodóntico es que el diente queda con una menor cantidad de tejido remanente debido a una combinación entre los procedimientos restauradores previos y la cavidad de acceso creada durante el tratamiento del canal radicular (Davis y cols., 2010).

Consecuentemente, la restauración de piezas dentarias tratadas endodónticamente y con pérdida significativa de tejido, se realiza mediante un muñón que recibirá la corona. Éste se ancla al conducto radicular mediante un poste (Bolla y cols., 2008). Las opciones disponibles de postes son metálicos (colados o prefabricados) y postes no metálicos (Hedge y cols., 2012).

Actualmente, la tendencia es utilizar materiales con propiedades mecánicas similares al tejido dentario. De este modo, los sistemas de postes de fibra reforzados han ganado terreno en el mercado. Éstos son cementados adhesivamente al canal radicular mediante cementos de resina compuesta (Carlos y cols., 2012).

Los cementos de resina compuesta están disponibles en diferentes presentaciones, variando según su modo de activación y si requieren del uso previo de un sistema adhesivo o tienen propiedades autoadhesivas. Sin embargo, no existe evidencia concluyente respecto a la superioridad de alguno al cementar estos postes (Pegoraro y cols., 2007; Macedo y cols., 2010; Calixto y cols., 2012).

Por otra parte, la principal falla que han presentado los postes de fibra reforzados es su desalojo del canal radicular (Hayashi y cols., 2006; Ferrari y cols., 2007; Cagidiaco y cols., 2008). De este modo, adquiere relevancia la medición de la resistencia adhesiva que alcancen los diferentes sistemas al cementar postes de resina reforzados al canal radicular.

Además, se han documentado diferencias en los valores de resistencia adhesiva dependiendo de la zona radicular analizada y de las condiciones en las que se realiza la cementación (Serafino y cols., 2004; Akgungor y Akkayan, 2006; Schwartz, 2006; Goracci y Ferrari, 2011).

Por lo tanto, la introducción constante al mercado de nuevos sistemas de cementación, obliga a realizar pruebas para conocer sus propiedades reales y guiar la decisión de cuál cemento utilizaremos al momento de enfrentarnos a un caso clínico particular. El presente trabajo se propone evaluar comparativamente el comportamiento in vitro de un cemento de resina autoadhesivo de amplio uso en nuestro país versus un cemento de resina de grabado convencional de reciente introducción en el mercado nacional.

## MARCO TEÓRICO

La rehabilitación de dientes endodónticamente tratados constituye una problemática clínica constante, debido a que generalmente tienen poco remanente coronario. En estas condiciones un poste intrarradicular y un muñón son requeridos para la retención adecuada de la restauración definitiva (Davis y cols., 2010).

### **Sistemas de postes intrarradiculares:**

Tradicionalmente, se ha utilizado un sistema perno muñón metálico, cuyo módulo de elasticidad es mucho mayor que el de la dentina (Davis y cols., 2010). Sin embargo, el uso de postes rígidos, no deformables ante fuerzas funcionales, genera estrés que es transmitido y concentrado en la dentina de la zona apical, incrementando el riesgo de fracturas verticales o potenciales cracks (Bateman y cols., 2003; Goracci y Ferrari, 2011).

Estudios de análisis de elementos finitos de la distribución del estrés ante fuerzas, recalcan la importancia de utilizar materiales restauradores con propiedades elásticas similares a la dentina para mejorar el comportamiento de dientes restaurados ante estrés (Hayashi y cols., 2006; Dietsche y cols., 2007; Mezzomo y cols., 2011; Goracci y Ferrari, 2011). Por este motivo, en 1990, se presentó un material no metálico con mejores propiedades elásticas para la confección de postes de fibra, principalmente a través de fibras de carbono (Duret y cols., 1990) y en la actualidad existen postes de resina reforzados con fibra de carbono, sílice o vidrio embebidas en una matriz de resina epóxica o metacrilato (Goracci y Ferrari, 2011).

Algunas características de los postes de resina reforzados es que las fibras están orientadas paralelas al eje longitudinal del poste, tienen un diámetro en el rango de 6 a 15 micrómetros y una alta densidad por milímetro cuadrado, esto permite que el 30-50% de la sección transversal del poste sea ocupada por fibras y otorga gran refuerzo interno (Goracci y Ferrari, 2011). Además, entre sus propiedades mecánicas destaca la alta resistencia tensil y módulo de elasticidad similar al de la dentina (Bateman y cols., 2003).

Las ventajas de los postes de resina sobre los metálicos son: su flexibilidad, que permitiría distribuir el estrés generado en la interfase poste-dentina (Bateman y cols., 2003); no requieren tener un largo mayor o igual al de la corona protésica para reducir el riesgo de fractura; al ser cementados adhesivamente a la raíz, no se requiere aumentar el largo del perno para mejorar la retención (Macedo y cols., 2010).

Sin embargo, estudios in vitro muestran una serie de problemas para lograr la adhesión esperada (Rathke y cols., 2009; Stewardson y cols., 2012):

- El difícil acceso de la luz de fotopolimerización al espacio del poste.
- El alto factor de configuración cavitario, que genera alta contracción de polimerización del agente cementante.
- La relativa baja fuerza adhesiva del composite a la dentina radicular, en comparación con la dentina coronal.
- Los potenciales efectos adversos del uso de algunos irrigantes endodónticos y cementos selladores en la adhesión a dentina.

Estudios clínicos longitudinales acerca del comportamiento de los postes de fibra reforzados muestran resultados positivos, con tasas de supervivencia a los 7-11 años de entre 89-93% (Ferrari y cols., 2007).

Una de las mayores complicaciones clínicas en el uso de postes de fibra reforzados es la falla adhesiva, expresada clínicamente por la desunión del poste. Mientras la fractura radicular es de muy baja ocurrencia (Ferrari y cols., 2007). Estudios clínicos retrospectivos y prospectivos también concuerdan con estos resultados, resaltando que la pérdida de retención puede resultar de la falla adhesiva entre el poste y el canal radicular o puede ocurrir una separación entre el adhesivo y el cemento utilizados (Cagidiaco y cols., 2008).

De este modo, adquiere gran relevancia la decisión de cual cemento utilizaremos en la práctica clínica para la cementación de los postes de fibra de vidrio.



## **Sistemas de cementación:**

Los cementos dentales han sido diseñados para mantener en posición restauraciones, postes y diversas estructuras, idealmente por un largo período de tiempo. Se denomina adhesión a cualquier mecanismo que se emplea para mantener partes en contacto. De acuerdo con esto, la adhesión puede clasificarse en dos categorías según el mecanismo que utilice para lograrla: mecánica (macroscópica y microscópica) y química (Macchi, 2007).

Por su parte, cementación se define como el sellado de la interfase entre el elemento biológico y el elemento mecánico. Se realiza mediante cementos, que son el medio de unión entre una restauración y la superficie dentaria. (Perez I, 2005).

Son propiedades esperables de los cementos dentales: baja disolución en medio acuoso, alta fuerza de unión mediante trabado mecánico y adhesión, alta resistencia tensil, buenas propiedades de manipulación y compatibilidad biológica con el sustrato (Pegoraro y cols., 2007).

Los cementos dentales se clasifican según su composición en (Sümer y Deger, 2011):

- Cemento de fosfato de zinc.
- Cementos policarboxilatos.
- Cementos de vidrio ionómero.
- Cementos resinosos.
- Cementos híbridos (cemento de vidrio ionómero modificados).

Los cementos resinosos están compuestos por tres fases estructuralmente diferentes (Phillips, 2004; Macchi, 2007; Sümer y Deger, 2011):

- 1) Matriz o fase orgánica: resina plástica que forma una fase continua que contiene a las partículas de relleno. La mayoría de los sistemas emplea una mezcla de monómeros de dimetacrilato alifáticos y/o aromáticos, como la Bis-GMA, TEGDMA y UDMA.

- 2) Relleno cerámico o fase inorgánica: núcleos formados por fibras y/o partículas de cuarzo triturado o pulverizado que se dispersan en la matriz y funcionan como refuerzo de la estructura siempre que estén correctamente adheridas a la matriz.
  
- 3) Agente de conexión: adhesivo que favorece la unión entre ambos elementos: relleno y matriz de resina. Generalmente se utiliza un vinil-silano porque los grupos silano permiten la unión a la cerámica, mientras los grupos vinílicos con sus dobles enlaces permiten la unión a la fase orgánica.

Según el mecanismo de activación, clasificaremos los cementos de resina en activación química, por luz o dual (Sümer y Deger, 2011):

Activación Química: los cementos de activación química son dispensados en presentación pasta-pasta o pasta-líquido y la polimerización comienza una vez que se mezclan los dos componentes. En los sistemas de pasta-pasta, una contiene el activador químico, peróxido de benzoilo, mientras la otra incluye una amina terciaria aromática como acelerador. Éstos reaccionan a temperatura ambiental.

Activación por luz: los sistemas que son fotoactivados son dispensados en una sola pasta que contiene uno o más fotoiniciadores como la canforoquinona, que al absorber luz entre 400 – 500 nm, interactúa con un acelerador (amina terciaria alifática).

Activación dual: los cementos de resina dual existen disponibles en presentación pasta-pasta y pasta líquido y en su composición encontramos tanto fotoiniciadores como activadores químicos.

Basado en sus propiedades nos encontramos con que los productos de fotoactivación ofrecen largo tiempo de trabajo y mayor estabilidad de color; sin embargo no estarían indicados para la cementación de postes por la dificultad de hacer llegar luz hasta los tercios más profundos (Pegoraro y cols., 2007). Por su parte, los cementos químicamente activados tienen tiempos de trabajo reducidos y

se indican para estructuras de rehabilitación complejas o de mayor grosor que impida el paso de luz (Foxton y cols., 2005).

Por otro lado, los cementos de activación dual están indicados cuando la opacidad o grosor del material restaurador pueda inhibir el paso de energía luminosa al cemento o en cavidades muy profundas, como el caso del canal radicular (Pegoraro y cols., 2007; Sümer y Deger, 2011). En estas situaciones, la intensidad de luz que alcanza al cemento podría ser suficiente para iniciar el proceso de polimerización, pero la reacción de activación química es necesaria para alcanzar la polimerización máxima (Pegoraro y cols., 2007).

Sin embargo, el grado de polimerización de cada cemento depende del protocolo usado. Algunos estudios indican que el mecanismo de activación química por sí solo no es capaz de lograr la dureza máxima del cemento, mientras otros cementos ven afectado su mecanismo de autoactivación al iniciar el proceso de activación dual con luz (Pegoraro y cols., 2007).

Además, podemos clasificar los cementos de resina compuesta según si requieren o no de pretratamiento del sustrato:

Cementos de resina compuesta de grabado convencional: se realiza el acondicionamiento del sustrato con ácido ortofosfórico, seguido de la aplicación de un sistema adhesivo de dos o tres pasos (Silva y cols., 2011).

Cementos de resina compuesta autoadhesivos: la tendencia actual ha sido introducir en el mercado cementos de resina autoadhesivos que no requieren del pretratamiento de la dentina. Al prescindir de la aplicación de un sistema adhesivo disminuye drásticamente el tiempo clínico, el número de etapas y reduce la sensibilidad de la técnica. La capacidad adhesiva se debe al contenido de monómeros ácidos, monómeros de metacrilato modificado con ácido fosfórico multifuncional (4- META) o monómeros de fosfato adhesivo (MDP), con propiedades para reaccionar con la hidroxiapatita de los tejidos duros del diente (Silva y cols., 2011; Sümer y Deger, 2011).

La unión a dentina es un proceso complejo debido a que un veinte por ciento de su composición corresponde a fluidos; la presencia de túbulos en la dentina puede presentar una densidad variable por la cual estos fluidos afloran a la superficie y finalmente, la presencia de barro dentinario obliga a escoger entre sistemas que lo remuevan o lo mantengan (Phillips, 2004). Sin embargo, se ha descrito que producto del tratamiento endodóntico hay una reducción mínima de la humedad e hidratación de la dentina (Dietsche, 2007).

Respecto al proceso de adhesión a dentina, las investigaciones realizadas por Fusuyama y cols. y Nakabayashi y cols. revelaron que se requiere la penetración de monómeros hidrofílicos en la estructura parcialmente desmineralizada de la dentina grabada. Esta adhesión es lograda mediante el trabamiento micromecánico entre la resina y las fibras de colágeno de la dentina intertubular desmineralizada, creando una capa híbrida o zona de difusión de la resina (Phillips, 2004; Schwartz, 2006; Sümer y cols., 2011). De este modo, para lograr que las moléculas penetren debe exponerse la trama colágena, para ellos los cristales de hidroxiapatita son disueltos junto con el barro dentinario (Macchi, 2007).

A pesar de la evidencia teórica de que es posible la adhesión química a la estructura dentaria, no hay una prueba científica que demuestre que existe adhesión química significativa entre los adhesivos dentinarios y la superficie del diente en condiciones intraorales (Phillips, 2004).

### **Cementación de postes de fibra:**

Existen múltiples factores que deben ser considerados dentro de esta temática.

#### **a) Factores asociados al poste:**

La capacidad adhesiva de los postes de resina a los cementos ha sido cuestionada. Los fabricantes sugieren que éstos tienen la capacidad de adherirse tanto a los agentes cementantes como al material de reconstrucción del muñón,

sin embargo debido a su proceso industrial de fabricación, existiría un escaso potencial de adhesión química a los cementos en base a resina o a la resina del muñón (Stewardson y cols., 2012). Particularmente, en aquellos con matriz de resina epóxica, en que gran parte de los polímeros están doblemente enlazados y por lo tanto, existe una cantidad limitada de sitios disponibles para la copolimerización con los metacrilatos de la resina del cemento o de las estructuras (Goracci y Ferrari, 2011).

Por otra parte, existe una característica propia del poste de resina que influiría en el proceso de cementación: el tipo de fibras de refuerzo. Esto determinaría la capacidad que tienen los diferentes tipos de postes para transmitir la luz a través de ellos y permitir la polimerización del cemento de resina utilizado (Faria e Silva y cols., 2007; Goracci y Ferrari, 2008; Morgan y cols., 2008).

#### **b) Adaptación del poste al canal radicular:**

El objetivo de la cementación de un poste al canal radicular es lograr un sistema monobloque que permanezca estable en el medio ambiente oral. Para esto, es deseable obtener adaptación al canal radicular y sellado completo de éste, idealmente sin brechas (Silva y cols., 2011). De este modo, la retención del poste en el canal radicular se logra principalmente mediante la fricción entre este y las paredes. La fuerza adhesiva real se lograría solo en las zonas más cervicales y podría ser debido a esto que algunas mediciones de la resistencia adhesiva de los postes de fibra, indican que no habría diferencias significativas entre los cementos, independiente del sistema adhesivo utilizado (Goracci y cols., 2005; Cury y cols, 2006; Macedo y cols., 2010)

La retención friccional es directamente proporcional al área de contacto y por lo tanto, se deberían utilizar postes de mayor largo y un tratamiento previo de individualización del poste mediante rebasado con resina compuesta que permitiría mejorar la adaptación a las paredes del canal radicular y disminuir el grosor de la película de cementación, lo que podría disminuir además el estrés generado por la polimerización (Macedo y cols., 2010).

### **c) Heterogeneidad de la dentina radicular:**

Las características particulares de la raíz dental como sustrato adhesivo son consecuencia de los tratamientos previos que requiere el diente. En primer lugar, el uso de irrigantes endodónticos (EDTA, hipoclorito de sodio, peróxido de hidrógeno), medicamentos y cementos selladores con contenido de eugenol generan una capa modificada de dentina o interfieren en la polimerización de las resinas de los cementos. Luego, al realizar la preparación del canal radicular se elimina una parte de la dentina potencialmente alterada, sin embargo, el uso de instrumentos rotatorios produce una capa secundaria de barro dentinario, que incluye restos de gutapercha plastificada y cemento sellador y podría afectar la unión del adhesivo (Serafino y cols, 2004; Goracci y Ferrari, 2011; Silva y cols., 2011).

Otro factor estudiado son las diferencias que existen entre los segmentos radiculares. En especial el tercio apical radicular es reconocido porque es más difícil eliminar el barro dentinario o la capa con restos de cemento sellador o gutapercha, controlar la humedad y aplicar el adhesivo (Serafino y cols., 2004). Además, hay menos túbulos dentinarios, por lo tanto hay menos sustrato disponible para la formación de prolongaciones de resina (Schwartz, 2006).

Adicionalmente, cabe recalcar la dificultad que ofrece el tercio apical al estar a mayor profundidad. Debido a que la transmisión de luz hasta él es compleja, hay una disminución del grado de conversión de los cementos y los valores obtenidos son significativamente menores que los de las zonas más cervicales (Macedo y cols., 2010; Cerutti y cols., 2011; Silva y cols., 2011).

De este modo, producto de la mayor profundidad del tercio apical los cementos de activación dual no se activarían por luz y polimerizarían exclusivamente por mecanismo químico, prolongando el tiempo de activación (Pegoraro y cols., 2007). Consecuentemente, podría difundir humedad desde la dentina a la interfase del cemento lo que reduciría la fuerza adhesiva (Schwartz, 2006).

#### **d) Factores asociados al protocolo de cementación:**

Dentro de la vasta gama de productos disponibles en el mercado, los cementos de resina de activación dual se posicionan como la opción más apropiada para la cementación de los postes de fibra. Sin embargo, la práctica clínica puede ser compleja debido a una serie de factores, entre los que destaca la existencia de múltiples cementos de resina y sistemas adhesivos, los que varían en sus presentaciones y técnicas de aplicación (Aboud-Id y cols., 2012).

##### **d.1) Sistemas adhesivos:**

La clasificación actual de los sistemas adhesivos se realiza según el número de pasos clínicos y presentación comercial (Rincón y Carnejo, 2005):

- 1) Adhesivos de tres pasos: se realiza el grabado ácido del sustrato, seguido de la aplicación de un agente imprimante y por último, un adhesivo. Cada componente es dispensado en una botella individual.
- 2) Adhesivos de dos pasos: en estos sistemas se han unido dos procedimientos. Una opción es que el imprimante y adhesivo se presenten en una sola botella y el agente imprimante sea dispensado por separado. Por otro lado, otra presentación es que al imprimador se le hayan unido monómeros ácidos capaces de ejercer la acción de acondicionamiento del sustrato. En este caso, la segunda botella corresponde al adhesivo.
- 3) Adhesivos de un solo paso: estos combinan las tres funciones de grabado, imprimante y adhesivo en una sola etapa. Su presentación comercial también corresponde a dos botellas, las cuales deben mezclarse para activar sus componentes inmediatamente antes de su aplicación.

La evidencia respecto al mejor sistema adhesivo para la cementación de postes de fibra no es concluyente. Algunos estudios indican como la mejor alternativa para la cementación de postes de fibra de vidrio, el uso combinado de sistemas adhesivos de tres pasos o dos pasos (primer y adhesivo en una misma botella) con cementos de resina de activación dual (Goracci y Ferrari, 2011).

En este contexto, la principal ventaja de utilizar un sistema adhesivo en tres pasos es que se incrementa la adaptación del cemento de resina de activación dual al sustrato mediante el aumento de la penetración del adhesivo en los túbulos dentinarios, mejorando de esta forma el patrón de desmineralización e hibridación de la dentina (Silva y cols., 2011).

Por su parte, los sistemas adhesivos en dos pasos con primer autograbante o en un paso, presentan algunas desventajas. Éstos han mostrado incompatibilidad con los cementos de resina de activación dual, debido a que presentan monómeros ácidos de resina no polimerizados en la capa de inhibición de oxígeno que son incompatibles con las aminos terciarias presente en estos cementos. Otra desventaja es que los monómeros ácidos neutralizan el alto pH de las aminos del cemento, lo que iría en desmedro de la resistencia adhesiva (Schwartz y Fransman., 2005; Goracci y Ferrari, 2011; Silva y cols., 2011).

En este contexto, estos sistemas adhesivos tienen una desventaja adicional: funcionan como una membrana permeable, especialmente cuando se extienden los tiempos de activación. Esto generaría una “polimerización emulsionada” que produciría una pobre adaptación entre el adhesivo y el material restaurador, empeorando el pronóstico (Schwartz y Fransman, 2005).

#### **d.2) Sistema de cementación:**

La evidencia actual respecto a la superioridad entre los cementos de resina disponibles, es contradictoria. Si bien la presencia de la capa híbrida es deseable para otorgar alta fuerza adhesiva, algunos estudios muestran la superioridad de cementos de resina autoadhesivos al ser comparados con cementos de resina convencionales (Pereira y cols., 2013).



La explicación para esta superioridad de los cementos autoadhesivos podría relacionarse con el mecanismo mismo de adhesión de esta clase de materiales, que reaccionan químicamente con la hidroxiapatita de la dentina. Adicionalmente, los cementos autoadhesivos son considerados más tolerantes a la humedad, porque los éster de ácido fosfóricos que lo componen requieren que la dentina este húmeda para desarrollar la reacción química con la hidroxiapatita (Pereira y cols., 2013).

En contraposición, una de las principales desventajas de este tipo de cementos es el mínimo potencial para desmineralizar e infiltrar bajo el barro dentinario e interactuar con la dentina tanto del segmento coronal como intrarradicular (Goracci y cols., 2011). Algunas causas que explicarían este fenómeno serían su alta viscosidad, que se incrementa rápidamente después de la reacción ácido-base y un efecto de neutralización que ocurriría durante su aplicación, lo que resulta en la liberación de agua y elementos alcalinos (Silva y cols., 2011).

Al realizar un análisis microscópico comparativo de la interfase de adhesión obtenida al cementar postes de fibra de vidrio ya sea con cementos de resina convencionales o autoadhesivos, los resultados muestran que la interfase lograda por los convencionales es más continua que la de uno lo de los autoadhesivos testeados, ya que presentaba menor cantidad de brechas. Sin embargo, uno de los cementos autoadhesivos (RelyX U100, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil) alcanzó una interfase de adhesión de características similares a la de los cementos convencionales probados (Silva y cols., 2011).

#### **d. 3) Mecanismo de activación:**

Respecto a los efectos que tiene el mecanismo de activación del sistema adhesivo y del cemento de resina, un estudio concluye que los mejores resultados se obtienen al utilizar sistemas adhesivos y cementos de resina de activación química, porque obtienen mayor uniformidad de la capa híbrida, más prolongaciones de resina y ausencia de brechas. Mientras que el uso de sistemas adhesivos y cementos de resina de activación dual logra peores resultados en las

variables estudiadas. Más aún, los peores resultados se obtienen al combinar sistemas adhesivos fotoactivados con cementos de resina dual (Abou-Id y cols., 2012).

### **Resistencia adhesiva:**

La evaluación de la eficacia de los adhesivos dentinarios se basa en medir la fuerza adhesiva del sistema, es decir, la fuerza externa necesaria para alcanzar la tensión máxima de sus uniones antes de romperse. Esto se realiza mediante pruebas de cizallamiento o tracción.

De este modo, la fuerza medida está relacionada no sólo con el tipo de material utilizado, sino también con la superficie de aplicación de la misma. De hecho, la resistencia adhesiva se expresa en términos de la fuerza máxima soportada por unidad de superficie y se define como: la tensión máxima que puede soportar el material frente a fuerzas de desalajo sin desprenderse de la pieza dentaria (Phillips, 2004; Schwartz, 2006; Macchi, 2007).

Un método utilizado para cuantificar la fuerza adhesiva es el test de push-out, éste es considerado el más exacto y seguro. Algunas ventajas de este método es que permite obtener varias muestras a partir de una única raíz y de este modo, realizar las pruebas en diferentes segmentos radiculares, la preparación de las muestras es menos sensible, existe menor variabilidad de los datos y la distribución del estrés en la interfase es más uniforme (Mumcu y cols., 2010; Stewardson y cols., 2012).

Otra alternativa es el test de pull-out, pero produce una distribución no uniforme de la fuerza y debido a su naturaleza, que consiste en tirar del perno, se corre el riesgo de dañar los postes de fibra de vidrio por la presión que ejercen las pinzas del equipo. Se ha adaptado la prueba adhesiva microtensil para medir la fuerza adhesiva en estos casos, pero se obtienen superficies curvas de distribución del estrés, lo que difiere de la prueba estándar (Stewardson y cols., 2012).

Al cuantificar la resistencia adhesiva mediante test de push-out al cementar dos tipos de postes con cementos de resina dual autograbantes y autoadhesivos, en tres zonas de la raíz, se ha visto (Mumcu, 2010):

- Los pernos de fibra de vidrio tienen valores de resistencia adhesiva significativamente mayores que los de fibra de carbono, en los tercios medio y apical y esto tendría relación con la diferente capacidad de transmitir la luz existente entre los dos tipos de pernos.
- Los mayores valores de resistencia adhesiva se han obtenido en el tercio cervical, mientras que los más bajos en el tercio apical, independiente del tipo de poste. Estos resultados podrían ser atribuidos al fácil acceso que se tiene en el tercio cervical lo que simplifica las etapas clínicas y también influiría la densidad comparativa de túbulos dentinarios.
- En cada región radicular, los diferentes cementos probados han presentado similares valores de resistencia adhesiva para cada tipo de poste.
- El modo de falla más común ha sido entre la dentina y el cemento, seguido por la falla adhesiva de la interfase cemento-poste

Por su parte, Pereira y cols. compararon la resistencia adhesiva de cuatro cementos diferentes mediante test de push out. En este no se obtuvieron diferencias significativas entre los cementos de resina probados: Relyx U-100 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) y Relyx ARC (3MESPE, St. Paul, MN, USA). Sin embargo, respecto a la resistencia adhesiva obtenida en los diferentes segmentos de la raíz estudiados, en el tercio apical Relyx ARC obtuvo resultados significativamente menores.

Algunas razones que explicarían estos resultados tendrían relación con la contracción inherente del material lo que conduce a tensiones residuales y que sumado a un factor de configuración cavitaria extremadamente desfavorable, generarían la formación de brechas en la interfase adhesiva. Esto es ratificado por las imágenes en microscopio electrónico de barrido que muestran amplias brechas en los tres tercios de las muestras cementadas con Relyx ARC, especialmente, en el tercio apical (Pereira, 2013).

En contraposición a lo anteriormente expuesto en otro estudio se destaca que al realizar el test de push out a postes de fibra cementados, la resistencia adhesiva depende primariamente del tipo de cemento escogido para la cementación. La conclusión final de este estudio establece que los mayores valores de resistencia adhesiva se obtienen usando postes translucidos con sistemas adhesivos de tres pasos o de dos pasos (primer y adhesivo en una botella) y cementos de resina dual (Rathke y cols., 2009).

Por último, Calixto realizó un estudio en el cual midió la resistencia adhesiva de cinco cementos de resina diferentes, en tres zonas de la raíz. Los resultados de su estudio señalan que tanto los sistemas adhesivos de grabado y lavado como los autograbantes en combinación con cementos de resina, son opciones adecuadas para la cementación de postes. Sin embargo, los valores más bajos de fuerza adhesiva a dentina se obtuvieron con los cementos de resina dual autoadhesivos y en el tercio apical radicular (Calixto y cols., 2012).

Finalmente, el hecho de que la principal falla clínica de los postes de fibra reforzados sea su desalajo del canal radicular y la introducción constante al mercado de nuevos sistemas de cementación, motiva a realizar pruebas para obtener una primera aproximación de las propiedades adhesivas reales de estos materiales que orienten estudios posteriores que puedan guiar la decisión de cual cemento se utilizará en un caso clínico particular.

## **HIPÓTESIS**

Existe diferencia estadísticamente significativa de resistencia adhesiva al cementar postes de fibra de vidrio con RelyX U-200® versus aquellos cementados con Core Paste XP®.

**OBJETIVO GENERAL**

Determinar si existe diferencia estadísticamente significativa de resistencia adhesiva al cementar postes de fibra de vidrio con RelyX U-200® versus aquellos cementados con Core Paste XP®.

## OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Cuantificar *in vitro* la resistencia adhesiva de postes de fibra de vidrio cementados con Relyx U-200®, obteniendo el valor global y de cada segmento radicular (cervical, medio y apical).
2. Cuantificar *in vitro* la resistencia adhesiva de postes de fibra de vidrio cementados con Core Paste XP®, obteniendo el valor global y de cada segmento radicular (cervical, medio y apical).
3. Comparar la resistencia adhesiva, global y entre los segmentos radiculares, de postes de fibra de vidrio cementados con RelyX U-200® versus aquellos cementados con Core Paste XP®.

## **MATERIALES Y MÉTODOS**

### **I. Obtención de las muestras:**

Se obtuvieron cuarenta premolares de pacientes entre 15 y 25 años que acudieron a extracción por indicación ortodóncica a los servicios dentales de Consultorios y CESFAM del Área Metropolitana Norte y al servicio de cirugía de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile, entre los meses de marzo a mayo del 2013. Cada donante firmó un consentimiento informado si era mayor de 18 años o asentimiento informado para los menores de 18 años. En estos casos se requirió además del consentimiento del apoderado o tutor legal del menor (ANEXO 1).

Los criterios de inclusión para las piezas dentarias que formaron parte del estudio fueron: premolares unirradiculares, sanos, recientemente extraídos, con formación radicular completa, sin curvatura radicular y largo radicular mínimo de 13 mm.

Las piezas dentarias fueron almacenadas en solución de suero fisiológico con formalina al 1% hasta que fueron preparadas.

### **II. Preparación de las muestras:**

Cada premolar fue limpiado de los restos de tejidos blandos y cálculo con curetas gracey 13/14 (Hu-Friedy®, USA) y fue seccionado a 15 mm medidos desde el ápice, usando discos de corte diamantados (Microndont, Sao Paulo, Brasil) montados en portadiscos a baja velocidad, bajo refrigeración abundante.

Se obtuvieron cuarenta segmentos radiculares de 15 mm de longitud (inscritos con un número de identificación del 1 al 40) que fueron utilizados en el estudio y los segmentos coronarios respectivos fueron descartados.

Posteriormente cada segmento radicular fue radiografiado y sometido a tratamiento endodóntico, según el siguiente protocolo: instrumentación del tercio cervical y medio con fresas Gates Glidden (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza) a 9 mm de largo, secuencia 1-2-1; instrumentación manual del tercio apical a longitud de trabajo (14 mm) con limas K (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza),



hasta lima 30 y posterior retroceso. Se realizó irrigación con abundante hipoclorito de sodio al 5,25% después de cada cambio de lima o fresa Gates Glidden. Previo a la obturación del canal, se lavó con abundante suero fisiológico y para remover el barro dentinario, se acondicionó con EDTA al 10% durante 30 segundos y se lavó con suero fisiológico. Se secó el canal radicular con conos de papel estéril. Luego se realizó la obturación con conos de gutapercha y cemento sellador TopSeal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza) mediante la técnica de compactación lateral. El acceso coronal (2 mm) fue sellado con vidrio ionómero Vitrebond (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) y resina compuesta Filtek Z350 XT (3M ESPE, St. Paul, MN, USA), siguiendo instrucciones de uso del fabricante. Cada segmento radicular fue radiografiado, como control de la obturación endodóntica. Luego los segmentos radiculares debidamente tratados fueron sumergidos en agua destilada a 37° C por 48 horas.

En la etapa siguiente, se realizó la desobturación parcial del conducto con fresas largo (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza) números 1 al 3, a 10 mm de longitud, manteniendo un sellado apical de 4 mm, utilizando baja velocidad. Para estandarizar la preparación del canal, se utilizó en la totalidad de las muestras, la Fresa Exacto N° 2 (amarilla).

Previo a la cementación de los postes se realizó la preparación del canal radicular: cada canal fue lavado primero con una solución de hipoclorito sódico (NaOCl) al 5,25% y luego con abundante agua. Se secó con conos de papel.

Las piezas dentarias tratadas se dividieron aleatoriamente en dos grupos utilizando el programa Random.org®:

Grupo (A): muestra que incluye 20 piezas tratadas endodónticamente a las cuales se les cementó el poste de fibra de vidrio Exacto Translúcido N° 2 (Angelus, Londrina, PR, Brasil) con cemento de resina autoadhesivo de activación dual: RelyX U200 (3M ESPE®, St. Paul, MN, USA).

**FIGURA 1: RelyX U200, 3M ESPE®.**



Grupo (B): muestra que incluye 20 piezas tratadas endodónticamente a las cuales se les cementó el poste de fibra de vidrio Exacto Translúcido N° 2 (Angelus, Londrina, PR, Brasil) con cemento de resina de activación dual: Core Paste XP (Denmat, Santa María, CA, USA).

**FIGURA 2: Cemento Core Paste XP, Denmat®.**



### III. Cementación de los postes de fibra de vidrio:

Se realizó el tratamiento de los postes intrarradiculares: fueron lavados uno a uno con alcohol al 70% y secados con aire libre de agua y aceite.

Se procedió a la cementación de los postes según las indicaciones del fabricante de cada material:

- **Grupo A: RelyX U100**

Se dosificaron iguales cantidades de las pastas base y catalizadora y se mezclaron durante 20 segundos, hasta obtener una mezcla homogénea. Se realizó la aplicación del cemento en el canal radicular con ayuda de una sonda

periodontal; se aplicó el cemento preparado en la superficie del poste. Se introdujo el poste directamente en el canal radicular. Se fotopolimerizó desde oclusal, con el extremo de la lámpara en contacto con la superficie del poste, durante 40 segundos, utilizando una lámpara de 800 mW/cm<sup>2</sup>. Se retiraron los excesos con una sonda.

- **Grupo B: Core Paste XP**

Primero se realizó el grabado de la superficie dentinaria radicular con Etch 'N' Seal (Denmat, Santa María, CA, USA) durante 15 segundos, luego se lavó por 10 segundos con abundante agua y se secó con aire. Se completó el secado utilizando conos de papel. Luego, se mezclaron en un vaso dappen iguales porciones del sistema adhesivo Tenure A & B (Denmat, Santa María, CA, USA) e inmediatamente se aplicaron 4 capas en la superficie dentinaria radicular con microbrush, después de la última capa se dejó reposar por 15 segundos, se secó suavemente con aire. Posteriormente, se inyectó cemento dentro del canal usando una jeringa de automezclado. Cada poste fue asentado al interior del conducto retirándose los excesos de cemento. Se fotopolimerizó con lámpara de fotopolimerización de 800 mW/cm<sup>2</sup> de luz halógena convencional durante 40 segundos, desde oclusal y con el extremo de la lámpara en contacto con la superficie oclusal del poste.

**Tabla N°1: Resumen del sistema de cementación utilizado en el Grupo A y B, respectivamente.**

	<b>Sistema adhesivo</b>		<b>Cemento</b>
<b>Grupo A</b>	No requiere		RelyX U200®: Cemento de resina dual, autoadhesivo de polimerización dual
<b>Grupo B</b>	Grabado ácido convencional con Etch 'N' Seal® (Ácido ortofosfórico a 37%)	Tenure A & B® (Imprimante y adhesivo, de autopolimerización)	Core Paste XP®: Cemento de resina de polimerización dual

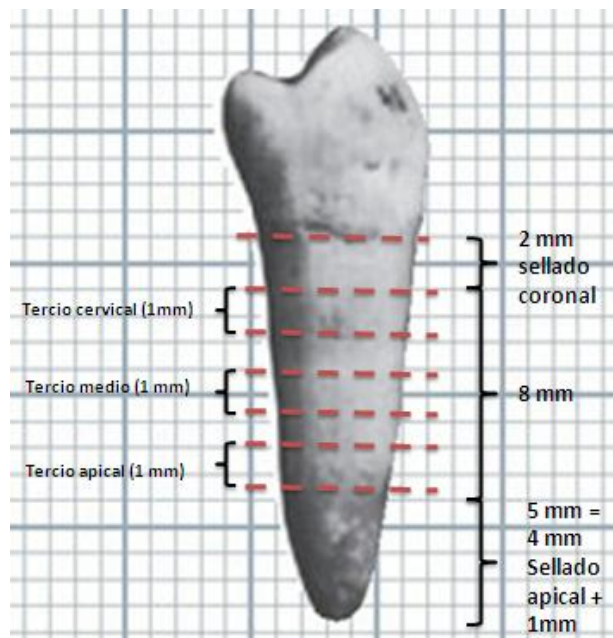
El poste sobresaliente del segmento radicular, fue cortado usando una piedra de diamante, grano grueso, con alta velocidad. Se realizó la toma de radiografías a cada segmento radicular para controlar la cementación del poste de fibra de vidrio.

La totalidad de las muestras fueron almacenadas en agua destilada durante 24 horas a 37° C y 100% de humedad.

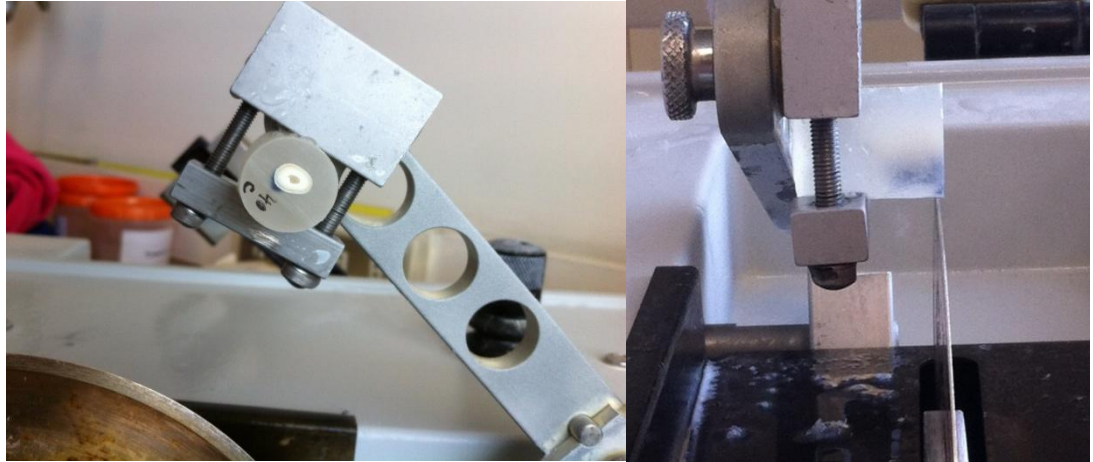
#### IV. Push-out Test:

Una vez cumplido el período de almacenamiento cada segmento radicular fue seccionado transversalmente usando una máquina de corte digital IsoMet 1000 (Buehler, Illinois, USA). Se obtuvieron cinco discos de 1 mm de altura: tres se utilizaron para el estudio y dos fueron descartados. Los discos utilizados fueron el tercio cervical, medio y apical respectivamente.

**FIGURA 3: Representa la división que se realizó a los segmentos radiculares, para obtener los tres discos a estudiar: 1 mm apical no obturado; 4 mm de sellado apical; cinco discos de 1 mm; y 2 mm de sellado coronario.**



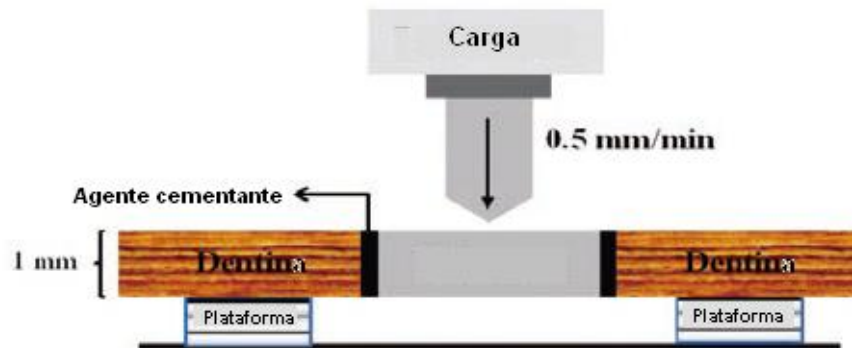
**FIGURA 4: Posición de la muestra en máquina de corte IsoMet 1000, previo a realizar los cortes.**



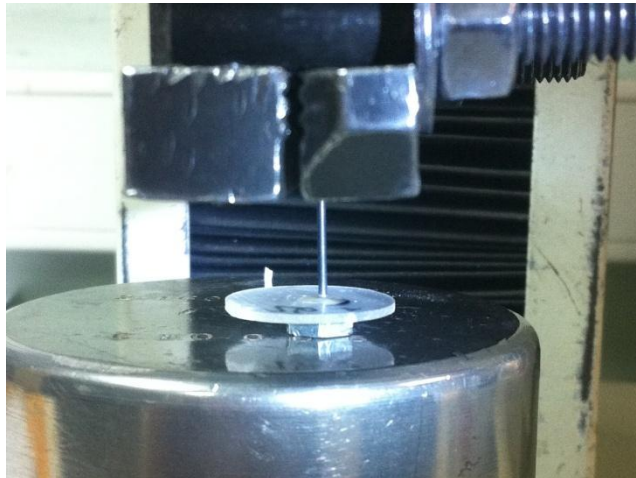
De este modo se obtuvieron 60 discos para cada grupo, A y B respectivamente, almacenados en dos cajas (Grupo A y B) con tres divisiones (segmento cervical, medio y apical).

Para cuantificar la resistencia adhesiva, la sección del disco correspondiente al poste de fibra de vidrio fue sometido a una carga variable ejercida desde apical a coronal, con una velocidad de desplazamiento fijo de 1 mm/minuto sobre su diámetro, usando la máquina de ensayos universal Tinius Olsen HK5-S (Tinius Olsen, USA). La resistencia adhesiva máxima, coincidente con el desalojo del poste del disco, se expresó en Newtons (N). A partir de esto, la fuerza de adhesión, expresada en MPa, se calculó dividiendo esta fuerza (N) por la superficie adherida del poste.

**FIGURA 5: Esquema representativo de la prueba de Push-out. En Mumcu y cols., 2010.**

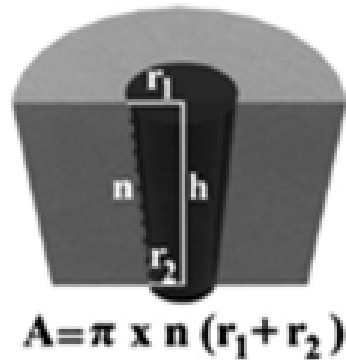


**FIGURA 6: Prueba de Push Out**



Debido al diseño cónico de los postes, los segmentos de cada muestra tienen forma de cono truncado. Por esta razón, el diámetro de los postes fue medido en las superficies de cada muestra y, de este modo, el área de adhesión total para cada segmento de perno fue calculado según la siguiente fórmula:

**FIGURA 7: Fórmula para calcular el área de adhesión del poste. En Akgongor y Akkayan, 2006.**



Donde:

A: superficie adherida del poste

$\pi$ : 3,14

n:  $\sqrt{(r_1 - r_2)^2 + h^2}$ .

h: altura del disco (mm)

$r_1$ : radio coronal del segmento del poste (mm)

$r_2$ : radio apical del segmento del poste (mm)

## **V. Análisis estadístico de resultados:**

Los resultados obtenidos para cada muestra fueron tabulados (en MPa) y se verificó la distribución normal de los datos mediante el análisis "Shapiro-Wilk". Se realizaron Test de Análisis de Varianzas (ANOVA) para determinar la existencia de diferencias significativas ( $p < 0,05$ ) entre la totalidad de las muestras de los cementos testeados y luego, entre los segmentos cervical, medio y apical de cada grupo. Por último, se realizó una combinación de las variables: ubicación (cervical, medio y apical) y cemento (RelyX U200 y Core Paste XP).



## RESULTADOS

Los resultados obtenidos (Anexo 2) fueron tabulados y transformados a Megapascuales (MPa).

Primero se realizó la prueba de Shapiro Wilk para evaluar la distribución de los datos obtenidos en cada grupo (Tablas N° 2 y 3). Dado que el valor de  $p > 0,05$  en todos los grupos, se concluye que los datos se ajustan a una distribución normal.

**Tabla N° 2: Prueba de normalidad Shapiro Wilk de los valores de resistencia adhesiva (MPa) obtenidos para el cemento RelyX U200.**

Segmento	Shapiro Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.
Cervical	0,920	20	0,100
Medio	0,946	20	0,307
Apical	0,966	20	0,663

**Tabla N° 3: Prueba de normalidad Shapiro Wilk de los valores de resistencia adhesiva (MPa) obtenidos para el cemento Core Paste XP.**

Segmento	Shapiro Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.
Cervical	0,951	20	0,382
Medio	0,969	20	0,744
Apical	0,932	20	0,167

En la tabla N° 4 se presentan los promedios y desviaciones estándar de los valores de resistencia adhesiva globales obtenidos para cada cemento evaluado. A estos datos se le realizó un Análisis de Varianza (ANOVA) para dos factores para comparar globalmente los dos cementos RelyX U200 ( $n = 60$ ) y Core Paste XP ( $n = 60$ ). Éste arrojó un valor de significación  $p = 0,457$ , por lo tanto, no existen



diferencias significativas ( $p > 0,05$ ) en el valor global de resistencia adhesiva de los dos cementos testeados.

**Tabla N° 4: Media y desviación estándar (DE) de los valores de resistencia adhesiva (MPa) de cada cemento.**

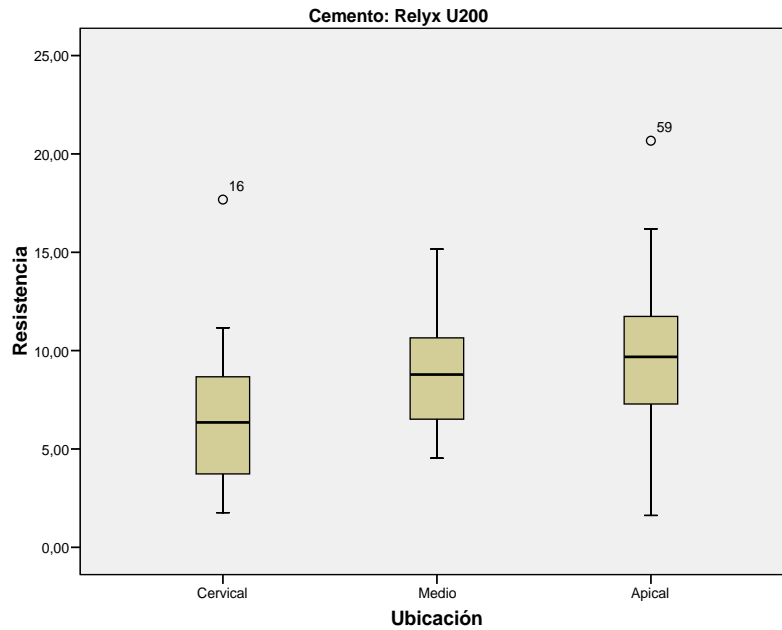
Cemento	Media	DE
RelyX U200 (n=60)	8,547	0,511
Core Paste XP (n=60)	8,007	0,511

En la tabla N° 5 se presentan los estadísticos descriptivos para cada cemento en los tres segmentos evaluados (cervical, medio y apical). Estos valores son representados en los gráficos N° 1 y 2 donde es posible observar que para el cemento RelyX U200 los mayores valores de resistencia adhesiva se obtuvieron en el tercio apical y los menores, en el cervical. Por su parte, el cemento Core Paste XP obtuvo los valores más altos en el tercio cervical y mostró el peor comportamiento en el tercio apical. Los mayores valores de desviación de los datos se encontraron en los grupos correspondientes al tercio cervical de Core Paste XP y apical de RelyX U200.

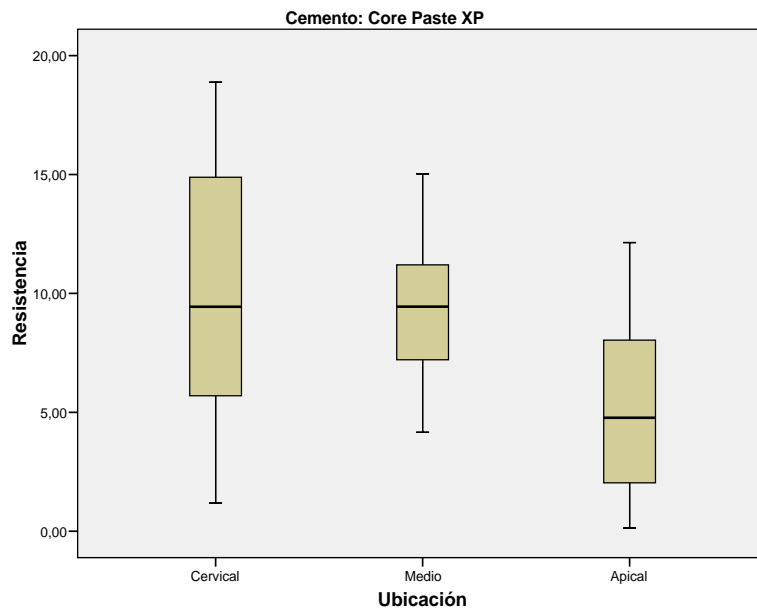
**Tabla N° 5: Media, mediana, varianza, desviación estándar (DE) y valores mínimos y máximos de la resistencia adhesiva (MPa) de cada segmento para los cementos RelyX U200 y Core Paste XP, respectivamente.**

Cemento	Descriptivos	Ubicación		
		Cervical	Medio	Apical
RelyX U200	Media	6,6775	9,0430	9,9200
	Mediana	6,3500	8,7850	9,6800
	DE	3,913	3,21412	4,14078
	Mínimo	1,76	4,53	1,62
	Máximo	17,68	15,16	20,67
Core Paste XP	Media	9,5900	9,2485	5,1835
	Mediana	9,4400	9,4450	4,7700
	DE	5,49875	2,74597	3,67239
	Mínimo	1,19	4,16	0,13
	Máximo	18,88	15,03	12,14

**Gráfico N° 1: Representa los valores estadísticos descriptivos de la resistencia adhesiva (MPa) de cada segmento: cervical, medio y apical del cemento RelyX U200.**



**Gráfico N° 2: Representa valores estadísticos descriptivos de resistencia adhesiva (MPa) de cada segmento: cervical, medio y apical del cemento Core Paste XP.**



Posteriormente, se analizaron estos resultados para conocer si había diferencias estadísticamente significativas entre los segmentos cervical, medio y apical de un mismo cemento. Primero se realizó un Análisis de Varianza (ANOVA) de un factor con los valores de resistencia adhesiva (MPa) de cada cemento, si existían diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0,05$ ) se realizó una prueba post hoc (Test de Tukey) para determinar entre que segmentos existían las diferencias.

Para el cemento RelyX U200, se obtuvo un valor de significancia de 0,025 en ANOVA y el Test de Tukey arrojó diferencias significativas sólo entre el segmento cervical y apical ( $p = 0,023$ ) (Tabla N° 6). Entonces, los valores de resistencia adhesiva del tercio apical fueron significativamente mayores que los del cervical. Las comparaciones entre los segmentos cervical/medio y medio/apical no mostraron diferencias significativas.

**Tabla N° 6: Test de Tukey de los valores de resistencia adhesiva (MPa) obtenidos en los segmentos cervical, medio y apical para el cemento RelyX U200.**

Ubicación	Ubicación	Dif. Entre medias	Significación
Cervical	Medio	-2,3655	0,126
	Apical	-3,2425(*)	0,023
Medio	Cervical	2,3635	0,126
	Apical	-0,877	0,744
Apical	Cervical	3,2425(*)	0,023
	Medio	0,877	0,744

**(\*) La diferencias es significativa entre las medias ( $p < 0,05$ )**

Por su parte, el test ANOVA de Core Paste XP mostró un valor de significancia de 0,002 y el Test de Tukey mostró que el tercio apical obtuvo valores de resistencia adhesiva significativamente menores que los del tercio medio y cervical ( $p = 0,008$  y  $p = 0,004$ , respectivamente) (Tabla N° 7).

**Tabla N° 7: Test de Tukey de los valores de resistencia adhesiva (MPa) obtenidos en los segmentos cervical, medio y apical para el cemento Core Paste XP.**

Ubicación	Ubicación	Dif. Entre medias	Significación
Cervical	Medio	0,3415	0,963
	Apical	4,4065(*)	0,004
Medio	Cervical	-0,3415	0,963
	Apical	4,065(*)	0,008
Apical	Cervical	-4,4065(*)	0,004
	Medio	-4,065(*)	0,008

**(\*) La diferencias es significativa entre las medias ( $p < 0,05$ )**

Por último, al realizar una combinación por pares de las variables cemento (RelyX U200 o Core Paste XP) y ubicación (cervical, medio o apical) mediante Análisis de Varianza (ANOVA), se obtuvieron los valores de significación presentados en la tabla N° 8.

**Tabla N° 8: Diferencia entre media de los valores de resistencia adhesiva (MPa) al realizar comparación por pares mediante Análisis de Varianza.**

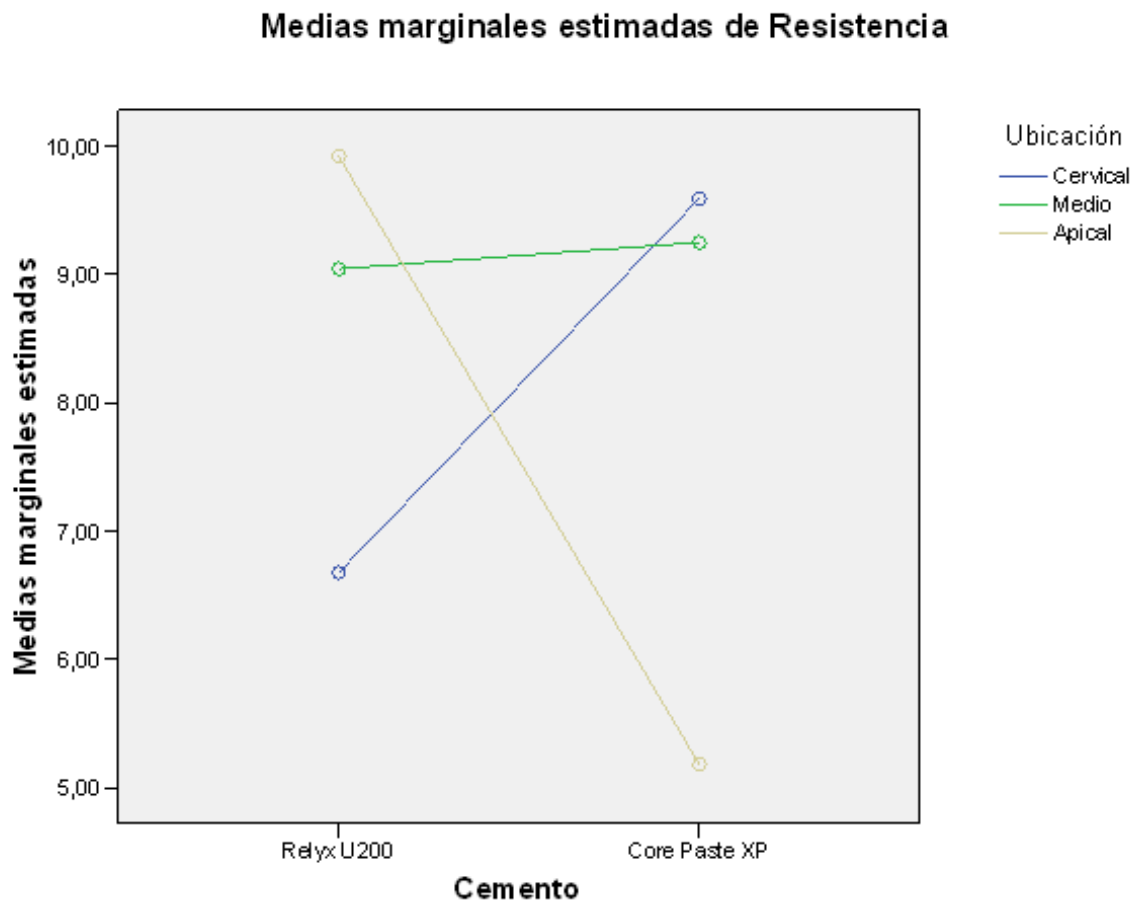
Ubicación	Cemento	Cemento	Dif. Entre medias	Significación
Cervical	RelyX U200	Core Paste	-2,913 (*)	0,022
	Core Paste	RelyX U200	2,913 (*)	0,022
Medio	RelyX U200	Core Paste	-0,206	0,870
	Core Paste	RelyX U200	0,206	0,870
Apical	RelyX U200	Core Paste	4,737 (*)	0,000
	Core Paste	RelyX U200	-4,737 (*)	0,000

**(\*) La diferencias es significativa entre las medias ( $p < 0,05$ )**

Según estos valores existen diferencias significativas tanto en la ubicación cervical como apical ( $p < 0,05$ ). Es decir el cemento Core Paste XP presentó valores de resistencias adhesiva significativamente mayores ( $p = 0,022$ ) en el tercio cervical. A su vez, el cemento RelyX U200 presentó valores significativamente mayores en el tercio apical ( $p < 0,05$ ).

Por último, el gráfico N° 3 representa las medias de resistencia adhesiva (MPa) de cada segmento para ambos cementos. Es posible observar el comportamiento opuesto que tuvieron los cementos RelyX U200 y Core Paste XP en los tercios cervical y apical. Además, es posible verificar que en el tercio medio los dos cementos se comportaron de manera similar.

**Gráfico N° 3: Representación de las medias de la resistencia adhesiva (MPa) de los cementos RelyX U200 y Core Paste XP en los segmentos cervical, medio y apical.**



## DISCUSIÓN

El presente estudio midió y comparó la resistencia adhesiva en tres segmentos radiculares al cementar en el canal radicular postes de fibra de vidrio con dos cementos: RelyX U200® y Core Paste XP®.

Al comparar la totalidad de las muestras de cada cemento, sin considerar los diferentes segmentos, se encontró que no existían diferencias significativas en los valores de resistencia adhesiva obtenidos por cada grupo. La ausencia de diferencias significativas en el comportamiento general de ambos grupos se podría deber al comportamiento opuesto que obtuvieron los dos cementos en los tercios cervical y apical (Gráfico N° 3). De este modo, al realizar un análisis global los valores se equilibran y las medias globales no mostraron diferencias significativas.

Consecuentemente, al realizar un análisis comparativo considerando los segmentos y los cementos testeados, se obtuvo que los cementos comparados presentaron comportamiento opuestos en los segmentos cervical y apical.

Como primer elemento relevante de ser analizado, cabe señalar que al realizar la preparación del canal radicular y debido a la morfología individual, fue posible observar que a pesar de utilizar en la totalidad de las muestras el mismo sistema de postes (Exacto Translúcido N° 2) y su respectiva Fresa Exacto N° 2, la adaptación del poste en los diferentes segmentos radiculares no fue homogénea. De este modo, se obtuvieron distancias mayores entre el poste y las paredes del canal radicular en el tercio cervical y estas fueron menores hacia apical. De este modo, el espesor de cemento fue mayor en cervical.

En este contexto, diversos estudios señalan la relevancia que tiene la fricción entre el poste de fibra y las paredes del canal radicular en la resistencia adhesiva (Goracci y cols., 2005; Cury y cols., 2006; Macedo y cols., 2010). Debido a que el área de contacto es directamente proporcional a la resistencia friccional (Macedo y cols., 2010).

Además, Boschian Pest y cols., demostraron que cuando no existe una adaptación íntima entre el poste y el canal, se genera una película de cementación

más gruesa. Al considerar que los cementos de resina tienen un módulo de elasticidad menor que el poste y la dentina, se genera en la interfase de cementación una zona de concentración de fuerzas que podría derivar en una falla adhesiva. Por lo tanto, una manera para mejorar la adaptación del poste al canal radicular es la posibilidad de usar materiales de restauración en aquellos casos donde el espesor de película será mayor (Boschian Pest y cols, 2002).

Una alternativa para solucionar este problema, es realizar un rebasado del poste con resina compuesta, de modo tal de individualizar el poste a la anatomía del canal. Este procedimiento resulta en un aumento significativo de la resistencia adhesiva, tanto porque existe mayor contacto entre el cemento y el adhesivo como por una reducción de los defectos de la película de cemento (Macedo y cols., 2010).

De esta manera, el mayor espesor de cemento, podría explicar por qué RelyX U200® obtuvo en el tercio cervical resultados significativamente menores que los del tercio apical.

Otro factor que podría ser relevante para explicar los bajos resultados comparativos obtenidos por RelyX U200® en el tercio cervical, es que utiliza un mecanismo autoadhesivo. Acorde a los resultados obtenidos, algunos autores explican los bajos valores de resistencia adhesiva de estos sistemas, por una hibridización deficiente de la dentina a lo largo de la raíz (Calixto y cols., 2012; Kadam y cols., 2013), ya que los monómeros ácidos deben cumplir simultáneamente las funciones de desmineralización e infiltración de la dentina (Goracci y Ferrari, 2011). Consecuentemente, este argumento podría explicar los resultados significativamente menores que obtuvo RelyX U200® en el tercio cervical con respecto al Core Paste XP®.

Sin embargo, este mecanismo autoadhesivo de RelyX U200 tuvo un mejor comportamiento a nivel apical, lo que permite suponer que existirían otros factores que influyen en la resistencia adhesiva, entre éstos se podrían contar el rol de la humedad generada por el almacenamiento de las muestras en agua destilada durante 24 horas y de la distancia del cemento a la fuente de luz porque se



fotopolimerizó desde cervical, por lo tanto el tiempo de activación se prolongó en el tercio cervical.

Por su parte, el grupo cementado con Core Paste XP® replicó el mayor grosor de película de cementación en el tercio cervical, sin embargo sus resultados fueron significativamente mejores que los obtenidos en el mismo segmento por RelyX U200®. Este material es descrito para cementación y restauración y presenta una fluidez más cercana a un material de restauración que a uno de cementación, lo que podría ser atribuible a un mayor contenido de relleno en su composición, dato que no es proporcionado por el fabricante, lo que sería favorable cuando la película de cementación es de mayor grosor (Boschian Pest y cols., 2002). En contraposición a los resultados obtenidos, otros autores han visto que un mayor contenido de relleno en los cementos estaría relacionado con menores valores de resistencia adhesiva, incremento del estrés por polimerización y mayor nanofiltración (Ferrari y cols., 2009; Di Francescantonio y cols., 2012). Mientras que Stenzerbach y cols, 2012 señala que obtener una película de cementación homogénea tendría mayor relevancia que la cantidad de relleno que componga el material.

Consecuentemente, habría sido relevante realizar un análisis microscópico de la película de cementación de las muestras para evaluar si la condición de material restaurador de Core Paste XP®, influyó los resultados obtenidos.

De este mismo modo, el utilizar sistemas adhesivos con más pasos permite incrementar la adaptación del cemento de resina de activación dual al sustrato mediante el aumento de la penetración del adhesivo en los túbulos dentinarios (Silva y cols., 2011), influyendo positivamente en los resultados de este cemento en cervical.

Respecto a Core Paste XP® que obtuvo resultados significativamente menores en el tercio apical al compararlo con los valores de resistencia adhesiva obtenidos en los tercios cervical y medio del mismo cemento, es conveniente reconocer que al ser un material de cementación y restaurador, tiene menor fluidez. Esto podría dificultar aún más su aplicación hasta el tercio apical, a pesar

de que se utilizó una punta especial para el canal radicular. Además, acorde a los resultados obtenidos, estudios señalan que existe mayor sensibilidad de la técnica al utilizar un sistema adhesivo de lavado y grabado ya que pueden quedar restos de ácido o de agua en la zona más apical, que afecten el mecanismo de adhesión (Calixto y cols., 2012; Sterzenbach y cols., 2012).

Por su parte, otro factor que puede haber influido en los resultados obtenidos, es el mecanismo de activación química del sistema adhesivo utilizado por Core Paste XP. De hecho se reconoce como requisito para formar la capa híbrida, la completa polimerización de los monómeros del sistemas adhesivo (Akgungor y Akkayan, 2006) y este tipo de sistema ha obtenido una capa híbrida con las mejores características en términos de continuidad, densidad y morfología. Sin embargo el tercio apical sigue siendo el más crítico para obtener una capa híbrida homogénea (Abou-id y cols., 2012). Por consiguiente, esto puede haber influenciado positivamente los resultados en el tercio cervical, pero como los materiales con mecanismo de activación químico tienen un tiempo de trabajo reducido (Pegoraro y cols., 2007), afectaría negativamente en el tercio apical.

Los resultados positivos obtenidos por RelyX U200® a nivel apical se ven influenciados por el mecanismo de activación propio de este cemento que pareciera ser más independiente de la presencia de luz. A la fecha no existen estudios que comprueben esta propiedad, sin embargo se ha visto que su antecesor (RelyX U100®) tiene mejores resultados que RelyX ARC®, cuando la luz no es aplicada directamente en el tercio apical. De hecho, este cemento parece polimerizar más efectivamente a diferentes niveles del canal radicular de modo similar a un cemento de autoactivación (Delaprane y cols., 2013).

Por último, el factor operador puede haber influido en los resultados, ya que los mayores valores de resistencia adhesiva se obtienen con operador experto independiente del sistema de cementación utilizado. RelyX U100®, es el único que no se ve influenciado por la experiencia del operador, probablemente, por la menor cantidad de pasos que requiere su uso (Gomes y cols., 2013).

Al comparar el comportamiento de cada cemento en distintos segmentos del canal radicular, existen diferencias estadísticamente significativas a nivel apical y cervical y un comportamiento similar a nivel del tercio medio. De hecho, en el tercio cervical y apical los dos cementos mostraron un comportamiento opuesto, lo que podría dar luces respecto del funcionamiento de estos sistemas en condiciones reales. Cuando se somete un diente anterior a cargas, el estrés se concentraría en el tercio cervical de la raíz (Dietschi y cols., 2007; Belli y cols., 2013) y considerando que Core Paste XP presentó los mejores resultados de resistencia adhesiva en este segmento, podría funcionar mejor clínicamente. Sin embargo, son muchos los factores que influyen clínicamente en la sobrevivencia de los sistemas restauradores de dientes endodónticamente tratados (Carlos y cols., 2012) y debido a las limitaciones propias de este estudio, realizado *in vitro*, no se puede realizar una recomendación clínica basada sólo en esta información.

Por lo tanto, se requieren estudios complementarios donde se evalúen otras propiedades de estos cementos testeados y estudios *in vivo* donde se evalúe su comportamiento en condiciones clínicas reales. Además, sería relevante tener valores clínicos referenciales de resistencia adhesiva necesarios para asegurar el buen funcionamiento de estos sistemas en el tiempo.

## CONCLUSION

Considerando las limitaciones de un estudio realizado in vitro, se concluye que:

Se rechaza la hipótesis existe diferencia estadísticamente significativa de resistencia adhesiva al cementar postes de fibra de vidrio con un cemento de resina dual autoadhesivo, RelyX U-200®, versus aquellos cementados con un cemento de resina dual de grabado convencional, Core Paste XP®, debido a que el comportamiento global de los dos cementos estudiados es similar.

Sin embargo, el comportamiento de los cementos estudiados es opuesto en los tercios cervical y apical. De este modo, Core Paste XP® es estadísticamente superior en el tercio cervical, mientras que RelyX U200® tiene el mejor comportamiento en el tercio apical. A su vez, en el tercio medio el comportamiento es similar.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Aboud-Id LR, Morgan LF, Silva GA, Poletto LT, Lanza LD, Albuquerque RC (2012). Ultrastructural evaluation of the hybrid layer after cementation of fiber posts using adhesive systems with different curing modes. *Brazilian Dental Journal* 23(2):116-121

Akgungor G, Akkayan B (2006). Influence of dentin bonding agents and polymerization modes on the bond strength between translucent fiber posts and three dentin regions within a post space. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 95(5):368-378.

Bateman G, Ricketts DN, Saunders WP (2003). Fibre-based post systems: a review. *Brazilian Dental Journal* 195(1):43-8.

Belli S, Eraslan O, Eraslan O, Eskitascoglu G (2013). Effect of restoration technique on stress distribution in roots with flared canals: An FEA study. *J Adhes Dent*. Ahead of print.

Bolla M, Muller-Bolla M, Borg C, Lupi-Pegurier L, Laplanche O, Leforestier E. 2008. Pernos radiculares para la restauración de piezas dentarias con raíces tratadas endodónticamente (Revisión Cochrane traducida). En: La Biblioteca Cochrane Plus, Número 2.

Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M (2002). Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dental Materials* 18(8):596-602.

Cagidiaco MC, Goracci C, García-Godoy F, Ferrari M (2008). Clinical studies of fiber posts: a literature review. *The International Journal of Prosthodontics* 21(4):329-336.

Calixto LR, Bandéca MC, Clavijo V, Andrade MF, Vaz LG, Campos EA (2012). Effect of resin cement system and root region on the push-out bond strength of a translucent fiber post. *Operative Dentistry* 37(1):80-86.

Carlos J, Valdivia A, Silva G, Santana F, Menezes M. (2012) Longitudinal clinical evaluation of post systems: a literature review. *Braz Dent J*; 23 (2): 135-140.

Cerutti F, Acquaviva PA, Gagliani M, Ferrari M, Mangani F, Depero LE y cols. (2011). Degree of conversion of dual-cure resins light-cured through glass-fiber posts. *American Journal of Dentistry* 24(1):8-12.

Cury AH, Goracci C, de Lima Navarro MF, Carvalho RM, Sadek FT, Tay FR y cols. (2006). Effect of hygroscopic expansion on the push-out resistance of glass ionomer-based cements used for the luting of glass fiber posts. *Journal of Endodontics* 32(6):537-40.

Davis P, Melo LSD, Foxton RM, Sherriff M, Pilecki P, Mannocci F y cols (2010). Flexural strength of glass fibre-reinforced posts bonded to dual-cure composite resin cements. *European Journal Oral Sciences* 118: 197–201.

Daleprane B, Nemesio de Barros Pereira C, Oréfice R, Bueno A, Vaz R, Moreira A y cols (2013). The effect of light-curing access and different resin cements on apical bond strength of fiber posts. *Operative Dentistry* 39-2:000-000 (en prensa).

Di Francescantonio M, Ruegggeberg FA, Galvao CA, Bovi GM, Giannini M (2012). The effect of viscosity and activation mode on biaxial flexure strength and modulus of dual resin cements. *Rev Odonto Cienc* 27(2):147-151.

Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A (2007). Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: A systematic review of the literature- Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence International* 38(9):733-743.

Duret B, Reynaud M, Duret F (1990). New concept of coronoradicular reconstruction: the Composipost (1). *Chir Dent Fr* 60(540):131-41.

Faria e Silva AL, Arias VG, Soares LE, Martin AA, Martins LR (2007). Influence of fiber-post translucency on the degree of conversion of a dual-cured resin cement. *Journal of Endodontics* 33(3):303-5.

Ferrari M, Vichi A, Grandini S (2001). Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. *Dental Materials* 17:422-429.

Ferrari M, Cagidiaco MC, Goracci C, Vichi A, Mason PN, Radovic I y cols. (2007). Long-term retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *American Journal of Dentistry* 20:287-291.

Ferrari M, Carvalho CA, Goracci C, Antonioli F, Mazzone A, Mazzotti G y cols (2009). Influence of luting material filler content on post cementation. *Journal of Dental Research* 88(10): 951-6.

Foxton RM, Nakajima M, Tagami J, Miura H (2005). Adhesion to root canal dentine using one and two-step adhesives with dual-cure composite core materials. *Journal of Oral Rehabilitation* 32:97-104.

Gomes GM, Gomes OMM, Reis A, Gomes JC, Loguercio AD, Calixto AL (2013). Effect of operator experience on the outcome of fiber post cementation with different resin cements. *Operative Dentistry* 38(5):555-564.

Goracci C, Fabianelli A, Sadek F, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M (2005). The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. *Journal of Endodontics* 31(8):608-612.

Goracci C, Ferrari M (2011). Current perspectives on post systems: a literature review. *Australian Dental Journal* 56(1):77-83.

Hayashi M, Takahashi Y, Imatazo S, Ebisu S (2006). Fracture resistance of pulpless teeth restored with post-cores and crowns. *Dental Materials* 22:477-485.

Hedge J, Ramakrishna, Bashetty K, Sirekha, Lekha, Champa (2012). An in vitro evaluation of fracture strength of endodontically treated teeth with simulated flared root canals restored with different post and core systems. *Journal of Conservative Dentistry* 15(3):223-227.

Kadam A, Pujar M, Patil C (2013). Evaluation of push-out bond strength of two fiber-reinforced composite posts systems using two luting cements in vitro. *Journal of Conservative Dentistry* 16(5):444-448.

Macchi R (2007). *Materiales Dentales*. Cuarta Edición. Capítulo 1-3. Páginas 3-39. Editorial Médica Panamericana.

Macedo VC, Faria e Silva AL, Martins LR (2010). Effect of cement type, relining procedure, and length of cementation on pull-out bond strength of fiber posts. *Journal of Endodontics* 36(9):1543-6.

Mezzomo LA, Corso L, Marcsak RJ, Rivaldo EG (2011). Three-dimensional FEA of effects of two dowel-and-core approaches and effects of canal flaring on stress distribution in endodontically treated teeth. *Journal of Prosthodontics* 20(2):120-129.

Morgan LF, Peixoto RT, de Castro Albuquerque R, Santos Correa MF, de Abreu Poletto LT, Pinotti MB (2008). Light transmission through a translucent fiber post. *Journal of Endodontics* 34(3):299-302.

Mumcu E, Erdemir U, Topcu FT (2010). Comparison of micro push-out bond strengths of two fiber posts luted using simplified adhesive approaches. *Dental Materials Journal* 29(3):286-296.

Organización Mundial de la Salud, OMS (2007). Nota informativa N° 318. Disponible en: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs318/es/> (21/11/2013).

Pegoraro TA, da Silva N, Carvalho RM (2007). Cements for use in esthetic dentistry. *The Dental Clinics of North America* 51:453-471.

Pereira JR, Valle AL, Ghizoni JS, Só MVR, Ramos MB, Lorenzoni FC (2013). Evaluation of push-out bond strength of four luting agents and SEM observation of the dentine/fibreglass bond interface. *International Endodontic Journal* 46(10):982-992.

Peroz I, Blankenstein F, Klaus-Peter L, Naumann M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores- A Review. *Quintessence International*. 2005. Vol 26;9.

Phillips S, (2004). *Ciencia de los materiales dentales*, 11 edición. Capítulo 2, 3 y 14. Páginas 21-69 y 381-396. Editorial Elsevier.



Rathke A, Haj-Omer D, Muche R, Haller B (2009). Effectiveness of bonding fiber posts to root canals and composite core build-ups. *European Journal Oral Science* 117: 604–610.

Rincón F y Carnejo D (2005). Adhesivos dentales en odontología. Conceptos fundamentals. *RAAO XLIV(3)*: 26-31.

Sahmali S, Demirel F, Saygili G (2004). Comparison of in vitro tensile bond strengths of luting cements to metallic and tooth-colored posts. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 24(3):256-263.

Santana GL, da Costa RG, Braz R (2009). Cemento resinoso: ¿Todo cemento dual debe ser foto activado?. *Acta Odontológica Venezolana* 47(4):1-9.

Silva RA, Coutinho M, Cardozo PI, Silva LA, Zorzatto JR (2011). Conventional dual-cure versus self-adhesive resin cements in dentin bond integrity. *Journal of Applied Oral Science*, 19(4): 355-362.

Schwartz RS, Fransman R (2005). Adhesive dentistry and endodontics: materials, clinical strategies and procedures for restoration of access cavities: A Review. *Journal of Endodontics* 31(3):151-165.

Schwartz RS (2006). Adhesive dentistry and endodontics. Part 2: Bonding in the root canal system—The promise and the problems: A Review. *Journal of endodontics* 32(12):1125-1134.

Serafino C, Gallina G, Cumbo E, Ferrari M (2004). Surface debris of canal walls after post space preparation in endodontically treated teeth: a scanning electron microscopic study. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology and endodontics* 97(3):381-7.

Stenzerbach G, Karajouli G, Naumann M, Peroz I, Bitter K (2012). Fiber post placement with core build-up materials resin cements- An evaluation of different adhesives approaches. *Acta Odontológica Scandinavica* 70:368-376.

Stewardson D, Shortall A, Marquis P (2012). The bond of different post materials to a resin composite cement and a resin composite core material. *Operative Dentistry* 38(1):E1-E12.

Sümer E, Deger Y (2011). Contemporary permanent luting agent used in dentistry: a literature review. *Int Dent Res* 1:26-31.

Urzúa I, Mendoza C, Arteaga O, Rodríguez G, Cabello R, Faleiros S y cols. (2012). Dental caries prevalence and tooth loss in Chilean adult Population: First national dental examination survey. *International Journal of Dentistry* 1-6.

## ANEXOS

### ANEXO N° 1: FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO/ASENTIMIENTO INFORMADO

**Departamento de Odontología Restauradora**

**Facultad de Odontología**

**Universidad de Chile**

#### TÍTULO DE LA INVESTIGACIÓN:

**“ANÁLISIS COMPARATIVO IN VITRO DE LA RESISTENCIA ADHESIVA DE POSTES DE FIBRA DE VIDRIO CEMENTADOS CON DOS CEMENTOS DE RESINA DUAL”**

Tutor Responsable: Prof. Dr. Pablo Ángel

Tutores asociados: Dr. Emilio Díaz  
Dra. Patricia Cisternas

Alumno Responsable: Andrea Pino Garrido

En el Hospital/Centro:..... se le han extraído los dientes abajo indicados con ocasión de: (MARCAR LO QUE PROCEDA)

a) Indicación quirúrgica

b) Indicación ortodóncica

Se ha considerado conveniente solicitar su consentimiento para donar la(s) pieza(s) dentaria(s) extraída(s) al Proyecto de Investigación N° ..... con objeto de que pueda ser conservada y destinada a investigación biomédica.

El trabajo de Investigación destinará los dientes donados para estudiar la fuerza adhesiva que se logra al unir postes de fibra de vidrio a estructura dentaria, usando productos de iguales características, pero marcas comerciales diferentes. Con esto se pretende la obtención de conocimientos que sirvan para el desarrollo de terapias clínicas confiables aplicables a pacientes

La alumna Andrea Alejandra Pino Garrido, como investigadora del Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de

Chile, estará a cargo de la recolección y procesamiento de las piezas dentarias, las que serán utilizadas únicamente para el propósito de investigación.

Usted (o su hijo/hija o familiar) no se beneficiará por participar en esta investigación. Sin embargo, la información que se obtenga será de utilidad para conocer las reales propiedades de los materiales que ingresan al mercado nacional.

Esto no tendrá costos asociados para usted (o su hijo/hija o familiar). Es posible que los resultados obtenidos sean presentados en revistas y conferencias médicas, sin embargo su nombre (o el de su hijo/hija o familiar) no será divulgado.

Su participación en esta investigación es completamente voluntaria, sin que su decisión afecte la calidad de la atención odontológica que se le preste.

Para cualquier duda, favor contactar a:

Nombre de Investigador: Andrea Pino Garrido.

Teléfono del Investigador: 71376181

Se me ha explicado el propósito de esta investigación médica (o a mi hijo/hija o familiar). Firmo este documento de forma voluntaria. Se me entregará una copia firmada de este documento.

Si el participante es menor de 18 años:

---

**Nombre completo del participante**

---

**Individuo que obtiene el asentimiento informado (nombre y firma)**

---

**Nombre del padre/madre (o apoderado legal) y firma**

Si el participante es mayor de 18 años:

---

**Nombre completo del participante**

---

**Individuo que obtiene el consentimiento informado (nombre y firma)**

**ANEXO N° 2: TABLA DE VALORES DE r1, r2, AREA DE ADHESION DEL POSTE (CALCULADA SEGÚN FORMULA), RESISTENCIA ADHESIVA OBTENIDA EN NEWTON (N) Y SU RESPECTIVA TRANSFORMACIÓN A MEGAPASCALES (MPa).**

**GRUPO A:**

Muestra	Cervical					Medio					Apical				
	r1	r2	A	N	MPa	r1	r2	A	N	MPa	r1	r2	A	N	MPa
1	0,8	0,8	5,02	16,8	3,34	0,75	0,675	4,49	27,2	6,06	0,65	0,55	3,79	45,7	12,07
2	0,8	0,75	4,87	21	4,31	0,75	0,725	4,63	22,2	4,79	0,675	0,6	4,01	6,5	1,62
3	0,8	0,8	5,02	20,7	4,12	0,775	0,725	4,72	45	9,54	0,65	0,6	3,93	34	8,65
4	0,775	0,7	4,64	47,7	10,27	0,7	0,7	4,40	51	11,60	0,675	0,575	3,94	36,2	9,18
5	0,75	0,75	4,71	41	8,70	0,725	0,725	4,55	29,2	6,41	0,675	0,6	4,01	45,8	11,41
6	0,8	0,75	4,87	30,2	6,20	0,725	0,65	4,33	38,3	8,85	0,6	0,475	3,40	30	8,82
7	0,8	0,725	4,80	31,2	6,50	0,725	0,7	4,48	35,8	8,00	0,675	0,575	3,94	30,5	7,73
8	0,8	0,775	4,95	37,3	7,54	0,75	0,725	4,63	39,2	8,46	0,625	0,55	3,70	25,3	6,84
9	0,8	0,8	5,02	23,3	4,64	0,75	0,675	4,49	44	9,81	0,65	0,6	3,93	51,8	13,18
10	0,775	0,75	4,79	13,2	2,76	0,75	0,725	4,63	21	4,53	0,65	0,6	3,93	18,5	4,71
11	0,8	0,75	4,87	36,3	7,45	0,75	0,6	4,29	46	10,73	0,575	0,525	3,46	23,5	6,80
12	0,7	0,7	4,40	38	8,64	0,65	0,625	4,00	60,7	15,16	0,6	0,55	3,62	36,8	10,18
13	0,8	0,775	4,95	8,7	1,76	0,75	0,7	4,56	30,2	6,62	0,65	0,6	3,93	23,7	6,03
14	0,8	0,775	4,95	8,8	1,78	0,7	0,6	4,10	61,8	15,06	0,6	0,525	3,54	38,5	10,87
15	0,75	0,725	4,63	51,7	11,16	0,625	0,6	3,85	53,7	13,96	0,575	0,525	3,46	36,5	10,55
16	0,75	0,7	4,56	80,6	17,68	0,675	0,65	4,16	44	10,57	0,625	0,575	3,77	42,7	11,32
17	0,8	0,775	4,95	13,5	2,73	0,725	0,65	4,33	31,7	7,32	0,6	0,525	3,54	30,3	8,55
18	0,775	0,7	4,64	51,5	11,09	0,675	0,65	4,16	36,3	8,72	0,625	0,55	3,70	48,2	13,03
19	0,8	0,7	4,73	26,7	5,64	0,6	0,575	3,69	37,3	10,11	0,55	0,475	3,23	66,7	20,67
20	0,75	0,7	4,56	33	7,24	0,675	0,6	4,01	18,3	4,56	0,575	0,55	3,53	57,2	16,19

**GRUPO B:**

Muestra	Cervical					Medio					Apical				
	r1	r2	A	N	MPa	r1	r2	A	N	MPa	r1	r2	A	N	MPa
1	0,8	0,8	5,02	34	6,77	0,75	0,675	4,49	25,8	5,75	0,65	0,55	3,79	9,3	2,46
2	0,75	0,675	4,49	43,6	9,72	0,675	0,65	4,16	17,3	4,16	0,575	0,525	3,46	1,8	0,52
3	0,8	0,75	4,87	92	18,88	0,725	0,7	4,48	50,7	11,33	0,675	0,625	4,09	21,3	5,21
4	0,8	0,75	4,87	79,2	16,25	0,7	0,675	4,32	55,2	12,78	0,65	0,625	4,00	40,7	10,16
5	0,8	0,75	4,87	5,8	1,19	0,75	0,7	4,56	24	5,26	0,6	0,575	3,69	16,7	4,52
6	0,8	0,725	4,80	44	9,16	0,7	0,65	4,24	63,8	15,03	0,625	0,6	3,85	27,2	7,07
7	0,775	0,725	4,72	32,7	6,93	0,725	0,675	4,40	29,8	6,77	0,65	0,6	3,93	0,5	0,13
8	0,8	0,8	5,02	9,5	1,89	0,75	0,7	4,56	25,5	5,59	0,65	0,625	4,00	7,3	1,82
9	0,775	0,75	4,79	49,3	10,29	0,675	0,65	4,16	38,8	9,32	0,575	0,55	3,53	35	9,90
10	0,775	0,75	4,79	17,3	3,61	0,725	0,7	4,48	43,2	9,65	0,65	0,65	4,08	9,2	2,25
11	0,8	0,775	4,95	14,2	2,87	0,775	0,675	4,58	35	7,65	0,65	0,6	3,93	20,2	5,14
12	0,8	0,775	4,95	34,7	7,01	0,725	0,675	4,40	39,7	9,02	0,675	0,575	3,94	13,5	3,42
13	0,775	0,725	4,72	57,2	12,13	0,675	0,625	4,09	38,5	9,42	0,55	0,5	3,30	36,5	11,06
14	0,775	0,725	4,72	68,2	14,46	0,7	0,625	4,17	39,5	9,47	0,6	0,525	3,54	6,3	1,78
15	0,8	0,775	4,95	27,7	5,60	0,75	0,675	4,49	39,2	8,74	0,55	0,525	3,38	24,5	7,26
16	0,8	0,725	4,80	47	9,79	0,675	0,6	4,01	45,3	11,28	0,55	0,475	3,23	16,2	5,02
17	0,775	0,725	4,72	72,2	15,31	0,675	0,575	3,94	45,5	11,53	0,575	0,525	3,46	42	12,14
18	0,8	0,75	4,87	28,2	5,79	0,725	0,675	4,40	45,3	10,29	0,6	0,475	3,40	6	1,76
19	0,75	0,725	4,63	86,7	18,71	0,7	0,65	4,24	47,2	11,12	0,625	0,55	3,70	12	3,24
20	0,8	0,725	9,58	148	15,44	0,65	0,6	3,93	42,5	10,81	0,55	0,45	3,16	27,8	8,81