



**Universidad  
Andrés Bello®**

Universidad Andrés Bello  
Facultad de odontología

COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA ADHESIVA ENTRE RESINA BULKFILL  
Y CEMENTO DE RESINA EN CEMENTACION DE POSTES DE FIBRA

Tesis para optar al Título de Cirujano-Dentista.

Autor:

Licenciada Gloria Amigo García.

Profesor guía: Dr. Patricio Vildósola Grez

Santiago de Chile  
Año 2015

## **DEDICATORIA**

A mi familia por su apoyo incondicional desde que emprendí este desafío. Por enseñarme a ser perseverante entregándome sus herramientas para poder cumplir con mis objetivos.

A los que ya no están aquí conmigo físicamente, pero que fueron un gran apoyo durante el tiempo que estuvieron junto a mí.

A mis amigas de la infancia, por soportar el hecho de no tener tiempo para juntarme con ellas, gracias por su comprensión y apoyo constante.

A mis amigas que conocí durante mis años de carrera, gracias por hacer de este proceso algo único y que sin ustedes hubiera sido totalmente diferente, gracias por las alegrías, momento de distracción y por sobre todo gracias por su Amistad.

## **AGRADECIMIENTOS**

Al Doctor Patricio Vildósola por entregarme la confianza y dedicación para hacer posible este trabajo.

A Don Marcos por ayudarnos a realizar el test y usar sus horas de descanso.

A María Carolina Leal y Johanna Febre por emprender este proceso juntas, ayudarnos mutuamente y hacer de este trabajo un proceso más entretenido.

A Johanna Febre y Lorena Peralta por hacer del internado un proceso enriquecedor, darme su apoyo y una palabra de ánimo cuando más lo necesite.

## **RESUMEN**

El objetivo de este trabajo es comparar el valor de la resistencia adhesiva medida en megapascales (Mpa) en la cementación de postes de fibra (PF) cementados con resina BulkFill SureFil® SDR (SDR) (Dentsply) y cemento RelyX Ultimate (RU) (3M ESPE). Para este estudio se recolectaron 10 dientes humanos que fueron decoronados y tratados endodónticamente. Se desobturaron parcialmente y se dividieron en dos grupos según el material de cementación; grupo RU los PF fueron cementados usando la técnica de grabado total, adhesivo universal y cemento RU; grupo SDR los PF fueron cementados usando la técnica de grabado total, adhesivo universal y resina SDR. Los dientes se sometieron a termociclado, fueron seccionados transversalmente y sometidos al test push-out, el tipo de falla fue vista con microscopía óptica y el análisis estadístico en base al test T de Student con un nivel de significancia del 95%. Como resultados de esta estudio podemos decir que el promedio y desviación estándar (DS) para RU fue 30.52 ( $\pm 7.25$ ) y para SDR 31.57 ( $\pm 7.46$ ) y el análisis estadístico revela que no existe diferencia significativa en la cementación con RU y resina SDR ( $P > 0.05$ ). La conclusión es que cuando se utilizó la resina SDR en la cementación de PF, se logran fuerzas retentivas similares a las del cemento RU.

## ÍNDICE

<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	1
<b>ASPECTOS TEÓRICOS</b> .....	3
A- Diente tratado endodónticamente.....	3
B- Sistemas adhesivos.....	5
C- Cementos en base a resina.....	7
D- Resinas.....	9
E- Termociclado.....	13
<b>HIPÓTESIS DE TRABAJO</b> .....	15
<b>OBJETIVO GENERAL</b> .....	16
<b>OBJETIVOS ESPECÍFICOS</b> .....	17
<b>MATERIALES Y MÉTODOS</b> .....	18
1- MATERIALES:.....	18
2- MÉTODO:.....	20
A- Selección y conservación de dientes.....	20
B- Tratamiento endodóntico.....	21
C- Desobturación parcial del conducto.....	23
D- Protocolo de cementación .....	24
E- Termociclado .....	26
F- Prueba de “push-out” .....	26
G- Estadística .....	29
<b>RESULTADOS</b> .....	30
<b>DISCUSIÓN</b> .....	33

**CONCLUSIÓN** .....36

**SUGERENCIAS** .....37

**BIBLIOGRAFÍA** .....38

## **INTRODUCCIÓN.**

Los dientes tratados endodónticamente por lo general, tienen una amplia pérdida de la estructura dental, por lo que muchas veces requieren el uso de una prótesis fija mediante la reconstrucción parcial coronaria utilizando un poste anclado al conducto radicular <sup>(1)(2)</sup>. Dentro de las alternativas de postes utilizados están los postes de fibra <sup>(3)</sup>, los cuales tienen la principal ventaja de poseer un módulo de elasticidad similar a la dentina, favoreciendo una mejor distribución de las tensiones dentro de la estructura radicular <sup>(1)(4)</sup> y reduciendo así el riesgo de fractura radicular <sup>(5)</sup>.

Por otro lado, el conducto radicular puede exhibir una gran destrucción tisular producto de lesiones cariosas, restauraciones anteriores ancladas al conducto radicular, exceso de instrumentación endodóntica, incompleta formación fisiológica de raíces por impacto traumático, reabsorción interna e incluso anomalías del desarrollo <sup>(6)</sup>. Es por esta razón que Gomes y cols. <sup>(7)</sup> han relatado que uno de los problemas clínicamente relevantes en el momento de restaurar estos dientes mediante una prótesis fija, es la falta de adaptación entre el conducto radicular y el diámetro de los postes, pudiendo afectar principalmente la retención del poste y su posterior desalojo.

Para la colocación y unión del poste de fibra a la estructura radicular es necesario utilizar cementos de resina mediante técnicas adhesivas <sup>(8)(10)(11)</sup>. Sin embargo, estos materiales son sometidos a estrés cuando su contracción de polimerización está restringida por la adhesión a las paredes del conducto <sup>(3)</sup>. Respecto a la cementación del poste de fibra, el estrés de contracción de polimerización, por sí sola, podría ser suficiente para interrumpir la interfaz cemento-dentina <sup>(12)</sup>. Un problema específico relacionado con la unión del poste de fibra es poder erradicar el alto factor de configuración (Factor C), definido como la relación entre la superficie unida y no unida de una restauración, que por

lo general varía entre 1 y 5 en restauraciones coronales, mientras que se estima supera los 200 dentro del conducto radicular <sup>(2)(13)(14)</sup>.

Por otro lado la tendencia a la simplificación ha llevado recientemente al mercado poder utilizar de forma simultánea materiales para la cementación y reconstrucción de muñones <sup>(13)</sup>. Un nuevo composite ha sido introducido como lo son las resinas BulkFill (BK), las cuales tienen un menor stress de contracción sin comprometer la profundidad de polimerización,.. Estas tienen la propiedad principal de ser aplicadas en incrementos de hasta 4 mm, sin perder las propiedades mecánicas obtenidas con cualquier otro composite <sup>(15)</sup>. La menor contracción de polimerización para este material, ha sido confirmada por otros estudios <sup>(16)(17)(18)</sup>.

La menor contracción de polimerización podría representar también una indicación para la cementación de postes de fibra <sup>(19)</sup>, aumentando la retención adhesiva dentro del conducto radicular cuando se compara con otro tipo de cemento de activación por luz como el RelyX Ultimate (RU). Hasta hoy no existe evidencia científica con respecto a los niveles de retención adhesiva en la utilización de resina compuesta BK en la cementación de postes de fibra en comparación con la cementación con cementos de resina RU, este material al tener una menor contracción y poder lograr una mayor polimerización podría presentar valores similares de resistencia adhesiva en la cementación de postes de fibra (PF) comparada con cemento de resina RU, siendo posiblemente una alternativa más en la cementación de PF.



## **ASPECTOS TEÓRICOS**

### **A- Diente tratado endodónticamente**

Todo el desarrollo en la investigación de la odontología restauradora, ha llevado a la creación de nuevos biomateriales, lo que trajo de la mano, cambios en los procedimientos rehabilitadores de las piezas dentarias tratadas endodónticamente. Esto ha favorecido la conservación de las piezas en boca, ayudando de manera sustancial a conservar las funciones primordiales del sistema estomatognático como son la masticación, fonación y favoreciendo a mantener la estética <sup>(21)</sup>.

La restauración de dientes tratados endodónticamente, en algunos casos pueden complicarse debido a la excesiva pérdida de tejido dentario por caries, procedimientos restauradores, fracturas y la preparación incorrecta de cavidades de acceso <sup>(6)</sup>.

Es así en donde la prótesis fija surge como una opción para solucionar este problema, la mayoría de las veces la necesidad de anclaje al conducto radicular es fundamental para la correcta ejecución de este tipo de rehabilitación <sup>(22)</sup>.

Hay que tener en cuenta que dentro de las condiciones más efectivas para el éxito a largo plazo de restauraciones post-endodónticas, se encuentran la preservación de tejido dentario, presencia del efecto férula y la adhesión entre poste y conducto radicular <sup>(2)</sup>. La función del anclaje intraconducto, no es reforzar de forma física el remanente biológico, sino que dar retención a la restauración final <sup>(22) (23)</sup>.

Los postes utilizados en prótesis fija pueden ser clasificados de diversas maneras, pero la decisión de que poste usar es dependiente de la configuración y morfología interna del canal radicular. Estos postes han sido creados en diferentes materiales, los cuales le otorgan diferentes propiedades mecánicas. Los postes

colados han sido empleados por un largo periodo en la historia de la odontología restauradora, estos pueden ser manufacturados por una diversa variedad de aleaciones metálicas, ya sean nobles o no nobles. La técnica para la confección de postes colados conlleva un mayor tiempo, más número de sesiones y procedimientos de laboratorio <sup>(24)</sup>; además de ser un material rígido (módulo de elasticidad de 200 GPa).

Es por esto que los materiales de elección para ser usados en las piezas tratadas endodónticamente ha cambiado, eligiendo a aquellos que tienen características mecánicas similares a la dentina, por sobre los postes colados; representados por los postes de fibra de vidrio (módulo de elasticidad de 20GPa). Este comportamiento superior, en términos de biomecánica, disminuye la probabilidad de una fractura radicular, lo que se debe a la notoria mejoría en la distribución del estrés <sup>(14) (26) (27) (28)</sup>.

Los postes de fibra están compuestos por una matriz de resina epóxica la que puede estar reforzada por fibras de carbono o de vidrio. En el caso de los de fibra de vidrio, este último componente, representa el 65% de su peso, mientras que la matriz de resina representa el 35% restante <sup>(25)</sup>.

Los postes prefabricados han sido clasificados de diferentes maneras, según <sup>(24)</sup>:

- Configuración geométrica: cónicos y cilíndricos.
- Forma de retención: activos y pasivos.
- Composición estructural: metálicos, cerámicos o de resina reforzados con diferentes fibras.

Existe una estrecha relación entre los cementos de resina y los postes de fibra, ya que las propiedades mecánicas de los cementos de resina son esenciales para el éxito de los postes de fibra en dientes no vitales, es por esto que la

translucidez del poste es determinante para saber qué tipo de cemento de resina utilizar <sup>(29)</sup>.

El punto anterior, cobra suma relevancia, ya que múltiples estudios han reportado que la falla más común en los postes de fibra es la decementación, la cual se puede atribuir a diversos factores, como pueden ser: contaminantes, sobre instrumentación del conducto radicular, el tipo de cemento, interacción de sistemas adhesivos, limitación en la intensidad de la luz, diseño del poste, entre otros <sup>(28)</sup>.

La técnica adhesiva permite la conservación de tejido dentario en dientes no vitales, por lo que su utilidad en los postes de fibra de vidrio ha ido en aumento, ya que en su conjunto, proporcionan estabilidad a través de la adhesión al sustrato dentario <sup>(26)</sup>.

#### B- Sistemas adhesivos

El uso de los sistemas adhesivos a dentina, se ha convertido en un procedimiento rutinario en la práctica diaria de la odontología restauradora. Entre las cualidades ideales que debe poseer un material restaurador, es que sea verdaderamente adhesivo a la estructura dental, lo que claramente es difícil de lograr, ya que son muchos los factores que interfieren en dicha unión <sup>(30)</sup>.

La dentina conlleva un desafío importante para lograr una óptima técnica adhesiva. La problemática se basa, en que es un sustrato dinámico, complejo en su estructura molecular, histología y composición química, por lo que la adhesión se vuelve una técnica muy sensible e impredecible <sup>(31) (32) (33)</sup>.

El tipo de dentina es un punto a destacar, ya que se puede clasificar en primaria, secundaria y terciaria. La dentina primaria y secundaria, son modificables fisiológicamente en su composición, puesto que responden a estímulos como noxas, abrasión, atrición o la edad, por lo que su histología variará en cada uno de estos procesos <sup>(34)</sup>.

Diversos son los factores que pueden estar comprometidos con la sensibilidad de una correcta adhesión a dentina, la que ha ganado mayor relevancia en los últimos años, es la localización de la dentina. Se ha demostrado en variados estudios, que la adhesión a la dentina coronal es mucho más estable que la encontrada a nivel radicular, por lo que los procedimientos efectuados en esta zona se vuelven más complejos <sup>(2)</sup>.

La historia de los adhesivos tiene sus inicios en 1955, en donde Buonocuore introdujo el grabado ácido, este hito cambio la visión de la odontología moderna, convirtiendo a la adhesión en su principal fundamento. Los sistemas adhesivos han ido progresando con el paso de los años, donde la técnica de grabado ha jugado un papel fundamental para lograr una adhesión estable sobre el esmalte. La adhesión sobre dentina fue aplicada en el año 1979 por Fusayama <sup>(33)</sup> <sup>(35)</sup>.

La evolución de los adhesivos, llevo a que Van Meerbeek y col.; hayan clasificado los sistemas adhesivos contemporáneos en 2 grupos <sup>(36)</sup>:

- Grabado y lavado: Presentes en 3 y 2 pasos.
- Autograbantes: Presentes en 2 y 1 paso.

Los principales inconvenientes de los sistemas adhesivos más antiguos, provienen de los múltiples pasos de aplicación. El hecho de lavar el ácido de acondicionamiento antes de aplicar el primer hidrófilo, genera dudas, ya que la necesidad de proveer una superficie húmeda es difícil de estandarizar clínicamente. Por otro lado, la aplicación del primer normalmente se debe dejar actuar por un tiempo y posteriormente secarse; lo que es cuestionable desde el punto de vista que puede ser susceptible a la contaminación <sup>(33)</sup> <sup>(35)</sup>.

El enfoque de la investigación adhesiva, se ha basado en simplificar el procedimiento de aplicación, reducir el número de pasos, tiempo de manipulación y la sensibilidad técnica, buscando mejorar la efectividad de la adhesión <sup>(36)</sup> <sup>(37)</sup>.

Es por lo anterior, que la tendencia ha llevado al desarrollo de los sistemas de adhesivos autograbantes o también llamados “todo en uno”, lo que gracias a esta ventaja logran ser más eficientes, ya que combinan el agente grabador, primer y adhesivo <sup>(36)</sup>.

Los sistemas adhesivos autograbantes, poseen monómeros de resina polimerizables que no ameritan un lavado, estos monómeros incluyen grupos ácidos como esteres de fosfato o ácidos carboxílicos, unidos a los componentes del agente imprimador <sup>(33)</sup>.

Debido a todos estos avances en la odontología restauradora, tanto en la introducción de los sistemas adhesivos como el mejoramiento de las propiedades físicas de las resinas compuestas y postes de resina reforzados con fibras, ofrecen un futuro promisorio en la rehabilitación de las piezas tratadas endodónticamente <sup>(38)</sup>.

Varios fabricantes han sacado al mercado diversos adhesivos multipropósito o “universales”, como lo es el adhesivo Single Bond Universal® (3M ESPE), los cuales ya están siendo motivo de variadas investigaciones <sup>(39) (40)</sup>. Este ha sido lanzado recientemente al mercado, el cual según el fabricante tiene varias características particulares entre ellas; que en una botella se encuentran todos los elementos necesarios para la adhesión presentando un alto performance adhesivo en técnicas de grabado total, auto-grabado o grabado selectivo de esmalte, tanto para restauraciones directas como indirectas, proporcionando al clínico la posibilidad de tener en un adhesivo, independientemente de su preferencia de la técnica adhesiva, la posibilidad de realizar la de su confianza. Además reduce los pasos de su aplicación mejorando la técnica adhesiva y su aplicación es más rápida que las otras técnicas adhesivas <sup>(41) (42) (43)</sup>.

### C- Cementos en base a resina

Los cementos de resina se han masificado en la cementación de los PF, lo que hoy en día es un procedimiento común en la clínica <sup>(44)</sup>.

Cabe señalar que los mecanismos de unión de los cementos son de tres tipos: químicos, mecánicos y micromecánicos. Es sumamente importante destacar, que la trabazón mecánica es el principal medio de retención para el cemento, independientemente de la composición química que este posea <sup>(45)</sup>.

En la literatura existen varias clasificaciones de los cementos, pero Donovan realiza una clasificación simple de estos, dividiéndolos en dos grupos <sup>(45)</sup>:

- Cementos convencionales, donde está el fosfato de zinc, policarboxilatos, vidrios ionómero.
- Cementos contemporáneos, donde está el vidrio ionómero modificado con resina y los cementos en base a resina compuesta.

Entre los cementos contemporáneos, destacan los de resina, los cuales son un tipo de compuesto que consta de una matriz de resina y partículas de relleno inorgánico. La unión de estos dos grupos, está dado por una interfase que presenta largas cadenas de moléculas de silano, el cual es componente del sílice orgánico. Esto quiere decir, que los cementos de resina están compuestos por tres fases estructuralmente diferentes; fase orgánica, fase inorgánica e interface; y se diferencian de las resinas compuestas de restauración, tanto por su relleno como por la viscosidad necesaria para su uso <sup>(45)</sup>.

Las formas de polimerización de los cementos de resina pueden ser a través de la autopolimerización, fotopolimerización o duales, siendo esta última la mejor opción de polimerización según los autores (siempre y cuando este indicado) <sup>(45)</sup>.

Un cemento de polimerización dual lanzado al mercado es el RU, que es un cemento de resina adhesivo de 3M el cual ha sido diseñado para ofrecer un rendimiento óptimo al combinarse con el adhesivo Single Bond Universal (3M ESPE). Menos componentes, menos fases de trabajo, no tan solo facilitan la manipulación, sino que también se reduce el riesgo de errores <sup>(46)</sup>.

La unión del poste de fibra prefabricado puede resultar en gruesas capas de cemento de resina, que tienen una mayor probabilidad de presentar discontinuidades estructurales debido al aumento de la tensión generada por la contracción de polimerización, lo que conduce a zonas de concentración de tensiones. Las que comienzan líneas de fractura y reducen la resistencia en la unión del poste de fibra al conducto radicular <sup>(7)</sup>.

#### D- Resinas.

Actualmente, la utilización de restauraciones en base a resinas compuestas (RCs) fotopolimerizables se ha masificado, debido a su adecuado comportamiento mecánico y a sus atractivas características estéticas <sup>(47)</sup>. Sin embargo, la técnica de restauración en una preparación cavitaria es compleja, debiendo ser realizada mediante una técnica incremental <sup>(48)</sup>. Esta técnica se utiliza por dos grandes razones, primero debido a que la profundidad de curado de estos materiales es limitada, impidiendo la total polimerización de incrementos mayores, y segundo debido a que se intenta controlar los efectos de la contracción del material al producirse la reacción de polimerización <sup>(49) (50) (51) (52) (53)</sup>. De esta forma, tanto investigadores como clínicos en general, han concordado en la necesidad de aplicar este producto en incrementos de hasta 2 mm <sup>(48)</sup>. Es así como, en caso de preparaciones profundas o extensas, se deben aplicar varias capas del material, siendo un trabajo de alta complejidad técnica que consume tiempo al clínico, además de involucrar ciertos riesgos como la incorporación de burbujas de aire o la contaminación entre capas <sup>(54) (55)</sup>.

Como respuesta a estas dificultades, en el último tiempo ha aparecido una nueva generación de RCs, denominadas resina BK <sup>(56)</sup>. Este término ha sido utilizado por los fabricantes para referirse a RCs que se podrían aplicar en un incremento de hasta 4-5 mm, mediante una técnica de monobloque o una capa. Sin embargo, se ha generado un gran debate respecto a si es posible aplicar este tipo de resina con incrementos del doble de grosor indicado en RCs

convencionales, manteniendo las mismas características físicas, mecánicas y biológicas de las RCs convencionales <sup>(52) (57) (58) (59)</sup>.

Surefil® SDR® flow (Dentsply Caulk) apareció en el mercado, en el 2010, convirtiéndose en la primera RC de este tipo que promulgó la posibilidad de ser aplicada en incrementos de hasta 4 mm. Esta resina BK tiene una consistencia similar a la de las resinas fluidas <sup>(15) (60)</sup>.

En términos generales, la composición de la resina BK no difiere mucho de las RC convencionales <sup>(15)</sup>. La matriz de estas resinas se basa principalmente en monómeros de Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, EBPDMA. Sin embargo, en algunos casos se han agregado monómeros distintos y/o modificado el clásico monómero de Bowen (Bis-GMA:2,2-bis[4-(2-hydroxy-3-methacryloxyprpoxy) phenyl] propane) <sup>(60) (61)</sup> por monómeros de menor viscosidad <sup>(19) (56) (64)</sup>.

El fabricante de la SDR patentó una resina de dimetacrilato de uretano que, indica, posee la tecnología SDR (“stress decreasing resin”) que permitiría una mayor flexibilidad de la molécula disipando así el estrés generado al momento de polimerizar <sup>(56) (60)</sup>. En cuanto al sistema de iniciación de polimerización, mayores cambios no han sido declarados por los fabricantes.

En relación a la cantidad de relleno de estas resinas, se han observado porcentajes de relleno menores a RC convencionales microhíbridas y nanohíbridas, comparables a las RC fluidas en porcentaje de relleno por volumen, pero mayores por peso <sup>(15)</sup>. Se ha propuesto que esta menor proporción de relleno, junto al aumento de tamaño de este en algunas RBF (20  $\mu\text{m}$ ), podrían aumentar la profundidad de curado al disminuir la diferencia de índice de refracción entre matriz y relleno, mejorando así la penetración de la luz <sup>(15) (65) (66)</sup>.

Sin embargo, a pesar de que los fabricantes han declarado algunos componentes con sus respectivas modificaciones, aún existen componentes específicos que son ampliamente desconocidos, los cuales pueden influir en el comportamiento clínico final <sup>(18)</sup>.



Según la evidencia científica in vitro sobre la profundidad de curado podemos decir que una de las características relevantes a evaluar en este tipo de resinas es verificar si es posible obtener una adecuada profundidad de curado en incrementos de resina de 4 mm o más como lo indican los fabricantes. Una de las históricas desventajas de las RC fotopolimerizables es su limitada profundidad de curado con la posibilidad de insuficiente conversión de monómero en el fondo de la preparación cavitaria<sup>51</sup>, lo cual es relevante, ya que se ha demostrado que una polimerización deficiente puede provocar: degradación de la RC, deficientes propiedades mecánicas y reacciones biológicas adversas debido a la liberación de componentes monoméricos que no han sido polimerizados <sup>(67) (68) (69) (70) (71) (72) (73)</sup>.

De acuerdo a la norma ISO 4049-2009, la profundidad de curado no debe ser menor a 0,5 mm menos de lo establecido por el fabricante <sup>(74)</sup>. Un estudio realizado recientemente por la ADA evaluó la profundidad de curado de 10 RBFs distintas <sup>(75)</sup>. Los resultados obtenidos mostraron valores de profundidad de curado igual o mayores a lo requerido por la ISO en las RBFs: Quixx Posterior Restorative, x-tra fill, Filtek Bulk Fill Flowable, Surefil SDR, Venus Bulk Fill y x-tra base.

Es así como García y colaboradores <sup>(16)</sup> reportaron para las resinas Surefil SDR y Venus Bulk fill valores de profundidad de curado que cumplen con dicha especificación (profundidad de curado promedio: 5.01 mm).

Diversas razones se han elaborado para explicar la mayor profundidad de curado observada en RBF en comparación a las convencionales. Principalmente, se han propuesto tres: la incorporación de sistemas de iniciación más eficientes en algunas resinas <sup>(76)</sup>, mayor translucidez, lo que permitiría una penetración más profunda de la luz al disminuir la absorción de luz por los pigmentos y la disminución de la superficie de interface matriz/relleno que desciende la refracción de la luz <sup>(15)</sup>.

Una de las desventajas propias de la reacción de polimerización que ocurre en las RCs es el desarrollo de contracción y estrés en el material <sup>(77)</sup>. La magnitud del estrés es mediado por la rigidez de la RC, su capacidad de liberación de este y su tasa de curado, entre otros factores. Este efecto de estrés de polimerización se ha relatado que puede provocar diversos problemas como fractura dentaria y filtración o reducción de las propiedades mecánicas del material, entre otros <sup>(78)</sup>. La técnica incremental se desarrolló como una de las estrategias para reducir estos efectos, la cual intenta reducir el factor C de una preparación (factor C: relación entre superficies adheridas/superficies no adheridas en una restauración). La lógica aplicada en esta técnica es que la aplicación de pequeñas capas de incrementos de RC reduciría el factor C, aumentando la superficie de área libre no adherida a las paredes de una preparación, liberando así la contracción generada al contraerse hacia el material <sup>(79)</sup>.

En el estudio de Garcia y colaboradores <sup>(16)</sup> hubo resinas BK con valores menores, mayores y similares de contracción de polimerización a RCs convencionales fluidas. De este modo, se hizo patente la relación entre la proporción de relleno y contracción de polimerización: las resinas con menor cantidad de relleno y por ello mayor proporción de matriz resinosa, experimentaron mayor grado de contracción por polimerización y viceversa.

La capacidad de generar una adecuada integridad marginal está íntimamente relacionada con el desarrollo de contracción y estrés por polimerización de estos productos. Diversos estudios han testeado estos productos comparándolos con RC convencionales. En general, los resultados no han mostrado diferencias significativas en integridad marginal al ocupar resinas BK o RCs convencionales <sup>(80) (81) (82) (83) (84)</sup>.

Petrovic y colaboradores <sup>(85)</sup>, al evaluar las propiedades viscoelásticas de la SDR, encontraron que su comportamiento era distinto al de otras resinas compuestas fluidas, lo que le permitiría en condiciones clínicas ser capaz de “autonivelarse” en la cavidad.

## E- Termociclado.

Entre los métodos utilizados para realizar las distintas investigaciones, de forma de medir la resistencia adhesiva de los materiales, se incluye el termociclado y el test "push-out"; pruebas que al hacerlas en conjunto generan información relevante para el estudio de las tensiones mecánicas que afectan a la durabilidad de la interface de unión diente-resina.

El termociclado es comúnmente utilizado como un método de fatiga térmica para evaluar la durabilidad en la interface diente-restauración <sup>(86)</sup> <sup>(87)</sup>, simulando los cambios térmicos que se producen en la cavidad bucal causada por comer y beber <sup>(88)</sup>. Este tipo de ensayo provoca una contracción / expansión repetitiva, la cual hace hincapié en la interface diente-restauración, resultante de las alzas térmicas en el coeficiente de contracción / expansión de las resinas <sup>(89)</sup>. Esto puede resultar en la propagación de grietas a lo largo de la interfaz y la formación de vacío; brechas que son creadas en diferentes dimensiones, permitiendo el paso de fluidos en y fuera de la interface<sup>88</sup>. Por lo tanto, las fallas adhesivas luego del termociclado pueden encontrarse entre la unión de la resina y la dentina, mostrando que este método tiene una influencia sobre los valores de resistencia adhesiva <sup>(86)</sup>.

Los regímenes de termociclado utilizados en estudios reportados difieren con respecto al número de ciclos, la temperatura, y tiempo de permanencia (inmersión de especímenes en los líquidos fríos y calientes).

Es estimado que aproximadamente 10.000 ciclos de termociclado corresponden a 1 año de función clínica. Esta estimación está basada en la hipótesis de que tales ciclos se pueden producir de 20 a 50 veces al día <sup>(88)</sup>, lo que hace que ciclos de 500 sean un régimen estandarizado por la norma ISO (ISO TR 11450) <sup>(90)</sup>.

La literatura muestra que hay una amplia gama de temperaturas extremas en baños de termociclado, tales como entre 4 y 60 ° C <sup>(91)</sup> <sup>(92)</sup>, 5 y 55 ° C <sup>(93)</sup> <sup>(94)</sup> <sup>(95)</sup> <sup>(96)</sup>

(97), 15 y 45 ° C (98), 5 y 45 ° C (93) y 5 y 60 ° C (99). En condiciones normales al beber, la temperatura en la superficie dentaria oscila en un rango de 15 a 45 ° C. Sin embargo, la comida refrigerada puede mantener la temperatura alrededor de 4 ° C. Palmer y colegas (100), observaron a voluntarios beber líquidos fríos y calientes, concluyendo que las temperaturas entre 0 y 67 ° C son apropiadas para realizar termociclado con materiales dentales, mientras que Ernst y col (101) demostraron que la mayoría de las alteraciones del estrés por la temperatura (generalmente limitados entre 5 y 55 °C) cubre el rango de temperatura que realmente se produce en la cavidad oral.

El tiempo de inmersión de las muestras en soluciones calientes y frías (tiempo de permanencia) es generalmente de 15 segundos (93), 30 segundos (86) (94) y 60 segundos (87) (102) (103). A pesar de que la estandarización de la ISO sugiere la inmersión de los materiales dentales durante al menos 20 segundos en cada baño (104), se señala que los pacientes no habrían de tolerar un contacto directo importante de un diente con una sustancia de mucho calor o frío por mucho tiempo. Por consiguiente, un tiempo de inmersión corto (no más de 15 segundos) sería recomendable para simular la situación clínica (93) (105) (106).

La prueba de “push-out” busca homologar la carga vertical que es producida por el bolo alimenticio entre los dientes opuestos, la cual puede ser distribuida de manera uniforme sobre toda la superficie oclusal, diseminando las tensiones en toda su superficie (107). Actúa de forma activa en la interface dentina-cemento y/o cemento-poste, la cual es la zona crítica en los sistemas de cementación. El fenómeno provocado por este tipo de ensayos, es el denominado “efecto de cizalla”, el cual es extrapolable al estrés que se genera bajo condiciones clínicas (108) (109) (110).

## **HIPÓTESIS DE TRABAJO**

No existe diferencia significativa en los valores de resistencia adhesiva medida mediante el test push-out entre postes de fibra cementados con SureFil® SDR flow (SDR) y cemento RelyX Ultimate (RU).

## **OBJETIVO GENERAL**

Comparar el valor de la resistencia adhesiva medida en megapascales (Mpa) en la cementación de postes de fibra cementados con SureFil® SDR flow y cemento RelyX Ultimate.

## **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- ❖ Determinar los valores de resistencia adhesiva medidas en Mpa en postes de fibra cementados con resina SureFil® SDR flow.
- ❖ Determinar los valores de resistencia adhesiva medidas en Mpa en postes de fibra cementados con cemento RelyX Ultimate.
- ❖ Comparar los valores de resistencia adhesiva medida en Mpa entre los postes de fibra cementados con resina SureFil® SDR flow y cemento RelyX Ultimate.

## **MATERIALES Y MÉTODOS**

### 1- MATERIALES:

- 10 premolares uniradiculares
- Suero fisiológico
- Instrumental de examen
- Sonda Carolina del norte( Hu-friedy, Chicago, USA)
- Cureta Gracey N° 1 – 2 ( Hu-friedy, Chicago, USA)
- Micromotor, turbina, pieza de mano y contra-angulo (KaVo Alemán, Biberach, Alemania)
- 2 Vasos Dapen
- Gasa estéril.
- Discos carborundum
- Porta discos
- Set de fresas GateGlidden® 1, 2 y 3 (Dentsply, Oklahoma, USA)
- Set limas K Maillefer® primera y segunda serie (Dentsply, Oklahoma, USA)
- Conos de gutapercha primera y segunda serie (Hygenic, Alemania)
- Conos de papel absorbente primera y segunda serie (Hygenic, Alemania)
- Espaciadores digitales 30 y 40 Maillefer® (Dentsply, Oklahoma, USA)
- Reglas endodóntica milimetrada ( Microdont, USA)
- Espátula de cemento
- Mechero
- Atacador
- Condensador Maillefer® N° 2 y 3, color rojo (Dentsply, Oklahoma, USA)
- Punta de aspiración



- Loseta de vidrio
- Jeringa de irrigación monojet
- Hipoclorito de sodio al 5,25%
- Cemento endodóntico Top Seal® (Maillefer, Dentsply, Konstanz, Alemania)
- Películas radiográficas dental ultra-speed (Kodak, USA)
- Alcohol al 70°.
- Fresas largo@mailefer 1, 2, y 3 (Dentsply, Oklahoma, USA)
- Topes de silicona
- Poste de fibra exacto número 2,translucidos y lisos,(Angelus, Londrina, Brazil)
- Fresa de baja padronizada con punta inactiva del kit exacto (Angelus, Londrina, Brazil)
- Cemento RelyXUltimate® (3M ESPE, Minnesota, USA)
- Single Bond Universal®, (3M ESPE, Minnesota; USA)
- Ácido fosfórico 37% Condac 37 (FGM, Joinville, Brazil)
- Resina SureFil ® SDR flow (Dentsply caulk, Milford, DE, USA)
- Adhesivo universal de grabado total XP BOND™(Dentsply, Konstanz, Alemania)
- Ácido ortofosforico en gel al 37% (Dentsply Petrópolis - RJ)
- Silano (Densply, Oklahoma, USA)
- Tips aplicación microbrush
- Radiómetro bluephase® meter IvovoclarVivadent
- Lámpara Bluephase ® style inalámbrica
- Silicona de adición Express STD, (3M ESPE, Minnesota, USA)
- Acrílico de autocurado transparente y monómero Marche®
- Tubos de PVC de 4 cm de largo y 2cm de diámetro
- Máquina de corte IsoMet® 1000 PrecisionSaw
- Máquina de ensayos universal TiniusOlsen HK5-S

## 2- MÉTODO:

El trabajo experimental se realizó en las dependencias de la Facultad de Odontología de la Universidad Andrés Bello y el laboratorio de mecánica de la Facultad de ciencias físicas y matemáticas de la Universidad de Chile (Idiem).

El presente estudio fue experimental, comparativo e *in-vitro*, en donde se compararon los valores de resistencia adhesiva medida mediante la prueba de “push-out” de los postes de fibra cementados con resina SureFil® SDR flow (Dentsply caulk, Milford, DE, USA) y cemento RelyX Ultimate (3M ESPE, Neuss, Alemania). Por lo que la *variable dependiente* es el valor de resistencia adhesiva medida en Mpa y la *variable independiente* es el tipo de material de cementación.

### A- Selección y conservación de dientes.

A los pacientes donantes de dientes se les realizó el debido consentimiento informado, en el cual se indicó el compromiso de resguardar el anonimato del paciente donante, se explicó de forma detallada las implicancias, y el aporte del desarrollo del conocimiento científico.

Se recolectaron 10 dientes humanos, recientemente extraídos. **Criterios de inclusión:** Dientes con indicación de exodoncia, unirradiculares con raíces rectas, con una longitud desde el límite amelocementario proximal hasta el ápice mínimo de 14 mm.. **Criterios exclusión:** Dientes tratados endodónticamente, longitud corono radicular menor a 14 mm., con curvaturas radiculares evidentes, multirradiculares, con más de un conducto, portadores de prótesis fija unitaria, con lesiones radiculares de cualquier tipo, ya sean caries, fracturas radiculares, con presencia de reabsorciones radiculares internas o externas y abfracciones.



Figura 1. Selección dentaria

Los dientes fueron limpiados usando material de periodoncia (Curetas Gracey N° 1 - 2 (HU-Friday, Chicago, IL, USA)) de forma de eliminar los restos de ligamento periodontal y fueron conservados en suero fisiológico (Lab. Biosano, cerrillos, Santiago, Chile) desde su extracción para evitar la deshidratación, en un recipiente hermético hasta ser empleados en la fase experimental, con un tiempo no mayor a 3 meses.

#### B- Tratamiento endodóntico.

Mediante el uso de la sonda periodontal carolina del norte (American Eagle, Missoula, Montana, USA), se midieron las piezas dentarias, desde el límite amelocementario proximal, y se delimitó 1mm hacia coronal, luego con un disco de carbuerundum en conjunto con un porta disco y sistema de baja velocidad, se procedió a decoronar los dientes. El procedimiento descrito se realizó bajo refrigeración de forma de evitar el desecamiento dentinario.



Figura 2. Dientes decoronados.

Los conductos radiculares fueron instrumentados manualmente con limas k (Maillefer, Dentsply, York, PA, USA) mediante la técnica corono-ápico-medial, habiendo facilitado previamente el acceso del tercio cervical y medio de la raíz mediante el uso de fresas Gates Glidden (Maillefer, Dentsply, York, PA, USA) 1, 2 y 3. La instrumentación se realizó desde la lima 15 a la 40 a la longitud de trabajo (longitud real del diente menos 0,5 mm.), dejando la lima 40 como lima maestra. La irrigación se realizó con hipoclorito de sodio (Química Hertz, San Miguel, Santiago, Chile) (NaOCL) al 5,25%, entre cada lima, con 3 ml. mediante el uso de una jeringa monojet (Kendall, USA) para tal propósito. La obturación del conducto se realizó con conos de gutapercha (Hygenic, OH, USA) calibre 45, los que previamente fueron sumergidos en alcohol al 70° para su limpieza (Hofsaline, Renca, Santiago, Chile). Se empleó cemento en base a resina Top Seal (Maillefer, Dentsply, Konstanz, Alemania) para la obturación de los conductos. Los conos accesorios utilizados fueron de calibre 35 y 30, la compactación de los conos fue mediante condensación lateral, utilizando espaciadores (Maillefer, Dentsply, York, PA, USA) de forma manual. El exceso de gutapercha fue suprimido mediante un condensador (Maillefer, Dentsply, Konstanz, Alemania) caliente y fueron sellados con vidrio ionómero Vitrebond (3M ESPE, St. Paul, MN, USA). Los dientes fueron almacenados en un medio acuoso por 48 horas (cloruro de sodio al 0,9%).



Figura 3. Materiales para el tratamiento endodóntico.

### C- Desobturación parcial del conducto

El procedimiento se realizó mediante la técnica termo-mecánica, donde en primera instancia, con el uso de un condensador caliente se eliminó la gutapercha del inicio del conducto. Posteriormente mediante el uso de fresas largo (Maillefer, Dentsply, York, PA, USA) se desobturó el conducto según el grupo definido con fresas número 1, 2.

Para determinar la longitud vertical de 10 mm. en la desobturación de las muestras, se usó un tope de goma determinado desde el límite coronal, de esta forma se dejó un mínimo de 4 mm. de sellado apical. La desobturación parcial se corroboró mediante toma radiográfica.

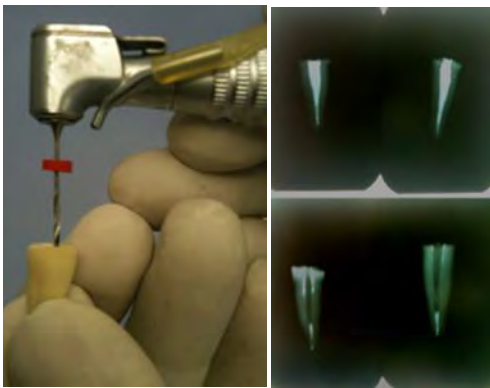


Figura 4. Desobturación parcial y control radiográfico.

Una vez realizado el procedimiento anterior, los conductos fueron irrigados con NaOCl 5,25% para limpiar los residuos dejados por el procedimiento efectuado.

En 10 dientes fueron cementados postes de fibra de vidrio, lisos y translúcidos número 2 (Exacto, Angelus, Londrina, Brasil), utilizando adhesivo Universal (Single Bond Universal, 3M ESPE, St. Paul, MN, U.S.A.) con cemento RelyXUltimate® (3M ESPE, Minnesota, USA) en 5 dientes y adhesivo universal de grabado total XP BOND™ (Dentsply, De-Trey-Str.1, Alemania ) con resina SureFil® SDR flow (Dentsply caulk, Milford, DE, USA) para los otros 5 dientes.

Los dientes se dividieron aleatoriamente en 2 grupos de 5 muestras de acuerdo al tipo de material de cementación:

- Grupo SDR: postes de fibra cementados con resina SureFil® SDR flow.
- Grupo RU: postes de fibra cementados con cemento RelyX Ultimate.



Figura 5. Preparación de los conductos con fresas largo.

#### D- Protocolo de cementación

Previo a la cementación de los postes, estos fueron sumergidos en alcohol al 70° durante 60 seg., para su limpieza, y luego se procedió a secarlos con una gasa estéril. Se aplicó silano (Prosil, FGM, Joinville, Brasil) en toda la superficie de los postes mediante un microbrush (Dochem, Shanghai, China), durante un periodo de 1 minuto. Antes de la cementación de los postes se realizó la preparación del canal radicular; cada canal fue lavado primero con una solución de NaOCl al 5.25% y luego con abundante agua. Después los conductos se secaron con conos de papel estéril y se grabaron con ácido ortofosfórico en gel al 37% (Dentsply Petrópolis – RJ, Brasil) por 15 segundos, seguido de lavado con agua por 30 segundos y secado con aire.

Posteriormente al interior del conducto se aplicó adhesivo Single Bond Universal® (3M ESPE, Minnesota; USA), para la cementación con cemento RU y

adhesivo universal de grabado total XP BOND™ (Dentsply, Konstanz,Alemania) para la cementación con resina SDR, friccionando la superficie con la ayuda de un microbrush durante 20 segundos. Se sopló suavemente el líquido durante aproximadamente 5 segundos (el excedente de adhesivo se retirará utilizando conos de papel) y se fotopolimerizó por 20 seg. con la lámpara de fotocurado (Bluephase Style, Ivoclar Vivadent), estandarizada a 1200 mW/cm<sup>2</sup>.

La cementación de los postes del grupo SDR se realizó con resina SDR aplicando el material en el conducto con la jeringa de aplicación y se asentó el poste en el conducto radicular, manteniéndolo en su lugar con una ligera presión, se fotopolimerizó durante 60 segundos con la lámpara Bluephase.



Figura 6. Materiales de cementación grupo SDR.

En la cementación de los postes del grupo RUL, se realizó la mezcla de los 2 componentes del cemento RelyXUltimate® en una loseta de vidrio empleando una espátula de cemento durante 10 segundos. Posteriormente, se introdujo la mezcla con léntulo (Maillefer, Dentsply, York, PA, USA) al interior del conducto, con lo que se logró introducir el material desde coronal a apical, evitando la generación de burbujas. Luego se colocó el poste en el conducto mediante presión digital, y se polimerizó durante 2 segundos, para que el cemento quede en un estado manipulable y retirar los excesos mediante el uso de una sonda curva,

finalizando el procedimiento con la fotopolimerización durante 60 segundos, por encima del poste con la lámpara Bluephase.



Figura 7. Materiales cementación Grupo RU.

#### E- Termociclado

Luego de la cementación, los dientes fueron sometidos a un proceso de termociclado de 500 ciclos, en donde se sumergieron durante 15 segundos en agua a 5°C y otros 15 segundos en agua a 55°C. Posteriormente los dientes fueron colocados en un cilindro de acrílico de un diámetro de 2 cm. dejando 20mm desde el ápice dentario a la base del acrílico.

#### F- Prueba de “push-out”

Previo a realizar el test de push out, los dientes fueron cortados de forma transversal en secciones de 1.5 mm. de grosor a nivel del tercio cervical, medio y apical, mediante el uso de una máquina cortadora de dientes (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA) bajo refrigeración constante, y se comprobó el grosor del corte con un calibrador Caliper. Esto dio un total de 30 muestras (n por grupo=15).





Figura 8. Máquina de corte Isomet 1000.

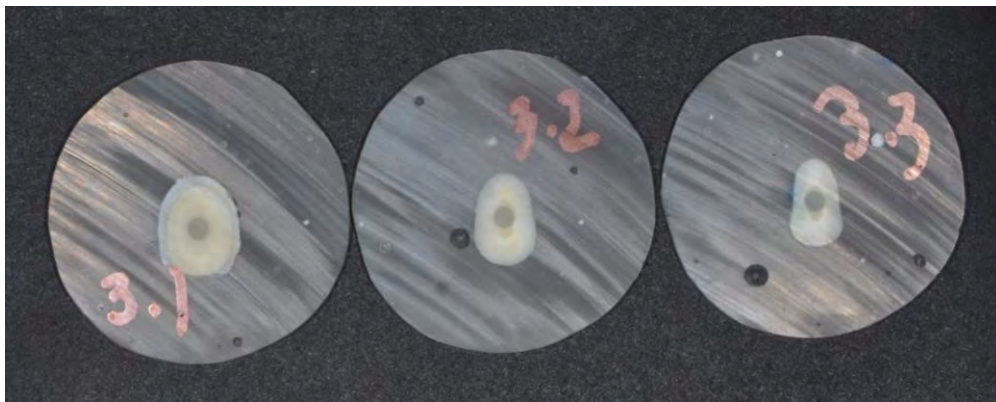


Figura 9. Cortes 3.1 (Cervical); 3.2 (Medio); 3.3 (Apical)

Para la prueba propiamente tal las muestras se colocaron sobre una plataforma metálica horizontal de forma que el conducto radicular y el poste estén libres de contacto con la plataforma. La máquina de ensayos universal Tinius Olsen HK5-S fue dispuesta para realizar la carga sobre los postes de fibra, la cual se realizó a una velocidad de desplazamiento fijo de 0.5 mm/min sobre su superficie. El procedimiento anterior, produjo una tensión por cizallamiento en la dirección de aplicación de la fuerza, hasta la resistencia adhesiva máxima, donde el valor se midió en Newton (N).

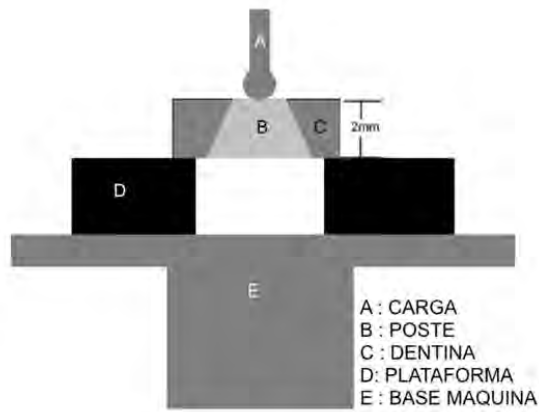


Figura 10. Esquema mecánico test push-out.

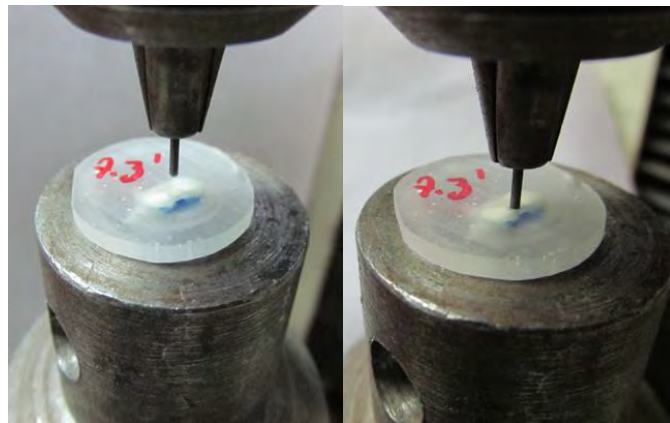


Figura 11. Test push-out

Se realizó la conversión de la unidad de medida N para determinar la fuerza adhesiva, utilizando la unidad de medida internacional de Mpa.

**Mpa:  $N/2 \pi r h$**

Donde:

- $2 \pi r h$  = área de superficie adherida.
- $r$  = radio segmento del poste (mm).

- $h$  = altura segmento del poste (mm).
- $\pi = 3,14$

Todas las muestras fueron observadas posteriormente mediante microscopía óptica (Stemi 2000-C Zeiss, USA) con un aumento 4x para determinar el modo de falla: AD: Adhesiva entre dentina y cemento; AP: Adhesiva entre cemento y poste; M: Mixta. <sup>(20)</sup>

#### G- Estadística

Los datos obtenidos para cada muestra, fueron tabulados y los valores convertidos de N a Mpa, por ser considerada la unidad de medida internacional.

Posteriormente los datos se analizaron estadísticamente, por el software SPSS versión 15.0 (IBM, Inc, Illinois, USA) utilizando el análisis estadístico de normalidad de Shapiro-Wilk para evaluar la distribución de las muestras. Luego se utilizó el test T-Student para evaluar si existen diferencias significativas entre los grupos con un nivel de significancia del 95%.

## RESULTADOS

De un total de 30 muestras divididas en 2 grupos de 15 cada uno, los datos obtenidos fueron expresados en Mpa. En el análisis descriptivo (Tabla 1) la media y desviación estándar para el grupo RU fue 30.52 ( $\pm 7.25$ ) y para el grupo SDR fue 31.57 ( $\pm 7.46$ ). El test de Shapiro Wilk (Tabla 2) mostro que los datos se distribuyen de manera normal ( $p > 0.05$ ). Al realizar el test "T-Student" (Tabla 3) mostro un  $p > 0.05$ , lo que indica que no existe diferencia estadísticamente significativa.

**Tabla 1** Análisis descriptivo de grupo RU y grupo SDR.

	Mpa			
	Ru		SDR	
	Estadístico	Errortíp.	Estadístico	Errortíp.
Media	30.52	1.87	31.57	1.92
Mediana	31.36		31.36	
Varianza	52.60		55.74	
Desv. típ	7.25		7.46	
Mínimo	17.56		19.50	
Máximo	47.35		48.24	
Amplitudintercuartil	9.57		12.21	
Curtosis	.965	1.12	.311	1.12

Los datos obtenidos mediante el análisis descriptivo, es representado en el gráfico de cajas que muestra la resistencia adhesiva "push-out" medida en Mpa en los diferentes grupos RU y SDR.

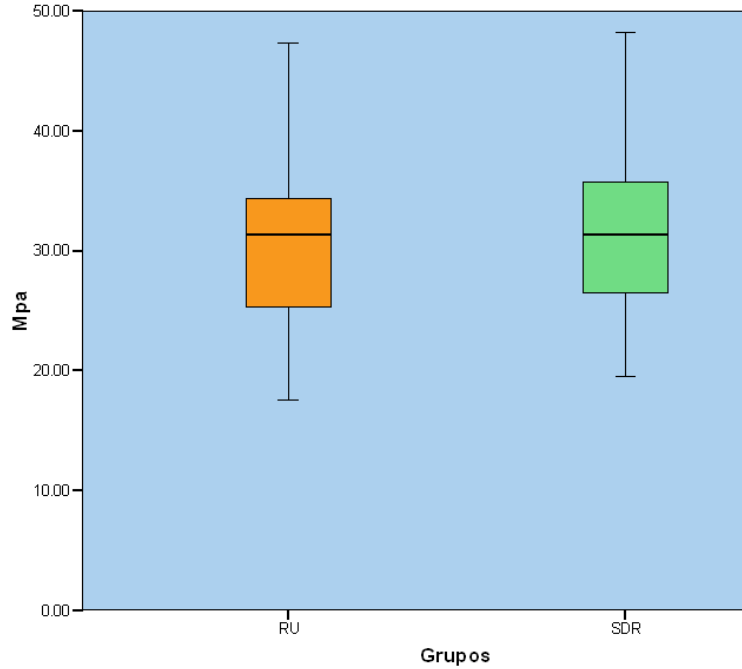


Grafico 1. Gráfico de cajas en el cual se realiza la comparación de la resistencia adhesiva “push-out” de los grupos RU y SDR expresado en Mpa.

**Tabla 2** Prueba de normalidad de Shapiro-Wilk

		Shapiro-Wilk			
Mpa		Grupos	Estadístico	Gf	Sig.
	RU		.968	15	.827
	SDR		.966	15	.793

**Tabla 3** Prueba de muestras independientes.

		Prueba T para la igualdad de medias				
		Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
		Inferior	Superior	Inferior	Superior	Inferior
Mpa	Se han asumido varianzas iguales	.698	-1.05200	2.68766	-6.55741	4.45341
	No se han asumido varianzas iguales	.698	-1.05200	2.68766	-6.55762	4.45362

En la tabla 4 se observa la distribución de los tipos de fallas adhesivas presentados en los diferentes tercios del diente (Cervical, Medio y Apical) en los grupos RU y SDR. Las fallas se clasificaron como adhesiva entre dentina y cemento (AD), adhesiva entre cemento y poste (AP) y mixta (M). En el grupo RU la falla mas prevalente es la M y en el grupo SDR la falla fue AP.

**Tabla 4** Distribución del tipo de fallas.

GRUPOS	TIPO DE FALLAS		
	AD	AP	M
RUC	0%	40%	60%
RUM	0%	20%	80%
RUA	0%	40%	60%
BKFC	0%	60%	40%
BKFM	0%	60%	40%
BKFA	0%	80%	20%

## DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos en el presente trabajo de investigación mostraron que no hubo diferencia significativa en los valores de resistencia adhesiva “push-out”, de postes de fibra de vidrio cementados con cemento Relyx Ultimate y Resina SDR flow, por lo que la hipótesis propuesta es confirmada. Este resultado está en concordancia con estudios realizados por Giovannetti y col. <sup>(13)</sup> y Juloski y col. <sup>(20)</sup> en los cuales no hay diferencia en la resistencia adhesiva “push-out” entre los postes de fibra cementados con resina SDR y un cemento de resina de diferente sistema que utilizamos en nuestro estudio.

El hecho de que no haya diferencia significativa en la resistencia adhesiva apoya la idea de utilizar la resina SDR para la cementación de postes de fibra, a pesar de que es un material de polimerización exclusiva por luz. Esto es posible debido a que la resina presenta un modulador de polimerización, lo que disminuiría el estrés en la polimerización sin afectar la velocidad de polimerización o el grado de conversión <sup>(61)</sup>. Koltisko y col. <sup>(111)</sup> encontraron que la resina SDR presenta la tensión de polimerización más baja comparada con otras resinas universales. Burgess y col. <sup>(112)</sup> declararon que la química de la resina SDR está diseñada para disminuir la velocidad de polimerización, con lo que la tensión de contracción se reduce. Por esta razón relatadas es que la resina SDR podrían ser utilizadas a pesar de que se ha demostrado que los materiales de cementación duales son los adecuados para la cementación intrarradicular <sup>(113)</sup> <sup>(114)</sup>). Sumado a lo anterior, el fabricante informa que las propiedades ópticas de la resina estimularían el traspaso de la luz con el fin de obtener la profundidad adecuada de la polimerización en la aplicación de la resina SDR, debido a que una de las principales modificaciones de las resinas SDR son: el menor porcentaje de partículas de carga que las RC convencionales micro híbridas y nano híbridas, sumado al aumento de su tamaño (20µm). De esta forma las RBF son más

translucidas, permitiendo mejorar la penetración de la luz, disminuyendo el índice de refracción de las partículas que determinan un aumento en la profundidad de polimerización de la resina <sup>(15)</sup>, por lo tanto a la luz de estos resultados esta resina podría ser capaz de tener una adecuada polimerización del material a lo largo del conducto radicular <sup>(20)</sup>. Y demostrado por Juloski y col <sup>(20)</sup> que aunque la SDR solo era activada con luz, alcanza fuerza de adhesión intrarradicular satisfactorias incluso con postes opacos. Según Leloup y col. <sup>(115)</sup> la translucidez y el matiz de la resina pueden modificar la transmisión de la luz, lo que tiene una influencia significativa en el grado de conversión. Sin embargo debería ser confirmada con otros tipos de estudios.

Con respecto a la aplicación del material para cementar los postes de fibras en el caso de la resina SDR fue mediante una jeringa recomendada por el fabricante, lo que puede evitar la etapa de mezcla disminuyendo la posibilidad de incorporación de burbujas en el espatulado que posteriormente podrían afectar la retención del poste. En el caso de RU se utilizó un léntulos como indica el fabricante para poder evitar la incorporación de burbujas y mejorar la adaptación del cemento dentro del poste. Esto puede ser avalado por un estudio realizado por Skupien y col. en donde se relató que la aplicación de cemento con espátula al conducto radicular genera una menor retención de los postes en comparación a la técnica donde el cemento fue aplicado con léntulo o jeringa <sup>(116)</sup>. La diferencia de estas dos técnica de aplicación del cemento en este estudio no afecto en los resultados, sin embargo si se puede destacar que en el caso de la aplicación de léntulo en el cemento RU, este podría haber un riesgo de acelerar la velocidad de polimerización reduciendo así el tiempo de trabajo del cemento dual y que en el caso de SRD podría ser una ventaja clinica con respecto al cemento dual tradicional. <sup>(117)</sup> <sup>(118)</sup>

Como se había dicho anteriormente, el potencial que poseen las resinas SDR de desarrollar un bajo estrés de polimerización, podría indicarse la utilización



para la cementación de postes de fibra, donde el estrés debido a las restricciones de la configuración del conducto radicular sigue siendo un desafío <sup>(13)</sup>.

El hecho de poseer un mayor porcentaje de relleno que otras resinas fluidas su uso también podría proponerse para la reconstrucción del muñón dentario <sup>(13)</sup> aunque hay cierta controversia al respecto debido a que existen estudios en contra de utilizar un mismo material para la cementación del poste y la reconstrucción de del muñón, como se ha propuesto por el fabricante para simplificar la técnica, el alto porcentaje de relleno y módulo de elasticidad de los materiales con resina utilizados en los pilares afectaría negativamente el estrés de polimerización cuando se emplea el mismo material para cementar el poste y reconstrucción del muñón <sup>(119)</sup>. Sin embargo esto debería ser confirmado con estudios futuros ya que no fue el objetivo del presente estudio.

Como limitaciones de todo estudio in vitro se pueden mencionar, que a pesar que se realizó un termociclado para realizar el envejecimiento de la muestra, se realizó 500 ciclos equivalentes a aproximadamente 20 días en boca y que para evaluar de manera real el material clínicamente debería ser aumentado este número de ciclos, sumado a la posibilidad de someterlos a ciclos masticatorios simulando las condiciones en la cavidad oral.

A pesar de las limitaciones la relevancia clínica de los resultados obtenidos en esta investigación, sería que al no demostrar diferencias significativas en la resistencia adhesiva entre el grupo RU y SDR, se podría recomendar utilizar aquel que sea de más sencilla manipulación y el que tenga menor sensibilidad a la técnica, por lo tanto, las resinas SDR podrían ser una alternativa a la cementación de los postes de fibra, sin embargo debido a que este estudio es in vitro y bajo condiciones explicadas anteriormente esto debería ser confirmado con futuras investigaciones clínicas.

## **CONCLUSIÓN**

No se encontró diferencia estadísticamente significativa en los valores de resistencia adhesiva, en los postes de fibra de vidrio cementados con Relyx Ultimate y resina surefill SDR flow.

## **SUGERENCIAS**

De acuerdo con los resultados obtenidos en el siguiente trabajo, se sugiere:

- ❖ Realizar investigaciones “in vivo” de estos materiales, de forma de obtener resultados del comportamiento que tienen en boca.
- ❖ Realizar investigaciones mediante microscopia electrónica de alta resolución, para dilucidar lo que ocurre en las diversas interfaces involucradas en la cementación de postes.
- ❖ Realizar estudios donde se investigue lo que ocurre en el comportamiento de los sistemas cementantes a largo plazo.
- ❖ Aumentar el número de muestras de tal manera de observar si las diferencias siguen siendo no significativas.

## **BIBLIOGRAFÍA**

1. Gomes GM, Gomes OM, Reis A, Gomes JC, Loguercio AD, Calixto AL. Regional bond strengths to root canal dentin of fiber posts luted with three cementation systems. *Braz Dent J.* 2011;22(6):460-7.
2. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J.* 2011 Jun;56 Suppl 1:77-83.
3. Juloski J, Goracci C, Tsintsadze N, Carrabba M, Vichi A, Vulicevic ZR, et al. Influence of luting agent translucency on fiber post retention. *Eur J Oral Sci.* 2015 Apr;123(2):116-21.
4. Schmitter M, Rammelsberg P, Lenz J, Scheuber S, Schweizerhof K, Rues S. Teeth restored using fiber-reinforced posts: in vitro fracture tests and finite element analysis. *Acta Biomater.* 2010 Sep;6(9):3747-54.
5. Hatta M, Shinya A, Vallittu PK, Lassila LV. High volume individual fibre post versus low volume fibre post: the fracture load of the restored tooth. *J Dent.* 2011 Jan;39(1):65-71.
6. Farina AP, Cecchin D, Garcia LaF, Naves LZ, Pires-de-Souza FeC. Bond strength of fibre glass and carbon fibre posts to the root canal walls using different resin cements. *Aust Endod J.* 2011 Aug;37(2):44-50.
7. Gomes GM, Gomes OM, Gomes JC, Loguercio AD, Calixto AL, Reis A. Evaluation of different restorative techniques for filling flared root canals: fracture resistance and bond strength after mechanical fatigue. *J Adhes Dent.* 2014 Jun;16(3):267-76.

8. Bagheri R, Mese A, Burrow MF, Tyas MJ. Comparison of the effect of storage media on shear punch strength of resin luting cements. *J Dent.* 2010 Oct;38(10):820-7.
9. Schittly E, Bouter D, Le Goff S, Degrange M, Attal JP. Compatibility of five self-etching adhesive systems with two resin luting cements. *J Adhes Dent.* 2010 Apr;12(2):137-42.
10. Farina AP, Chiela H, Carlini-Junior B, Mesquita MF, Miyagaki DC, Randi Ferraz CC, et al. Influence of Cement Type and Relining Procedure on Push-Out Bond Strength of Fiber Posts after Cyclic Loading. *J Prosthodont.* 2015 Feb.
11. Nova V, Karygianni L, Altenburger MJ, Wolkewitz M, Kielbassa AM, Wrbas KT. Pull-out bond strength of a fibre-reinforced composite post system luted with self-adhesive resin cements. *J Dent.* 2013 Nov;41(11):1020-6.
12. Jongsma LA, Ir NeJ, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Reduced contraction stress formation obtained by a two-step cementation procedure for fiber posts. *Dent Mater.* 2011 Jul;27(7):670-6.
13. Giovannetti A, Goracci C, Vichi A, Chieffi N, Polimeni A, Ferrari M. Post retentive ability of a new resin composite with low stress behaviour. *J Dent.* 2012 Apr;40(4):322-8.
14. Aksornmuang J, Nakajima M, Senawongse P, Tagami J. Effects of C-factor and resin volume on the bonding to root canal with and without fibre post insertion. *J Dent.* 2011 Jun;39(6):422-9.

15. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent.* 2013 2013 Nov-Dec;38(6):618-25.
16. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Oper Dent.* 2014 2014 Jul-Aug;39(4):441-8.
17. El-Safty S, Silikas N, Watts DC. Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dent Mater.* 2012 Aug;28(8):928-35.
18. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent.* 2014 May.
19. Burgess J, Cakir D. Comparative properties of low-shrinkage composite resins. *Compend Contin Educ Dent.* 2010 May;31 Spec No 2:10-5.
20. Juloski J, Goracci C, Radovic I, Chieffi N, Vichi A, Vulicevic ZR, Ferrari M. Post-retentive ability of new flowable resin composites. *American Journal of Dentistry* 2013; 26(6):324-328.
21. Mónica Alava Freire, Nancy Mena Córdova, Fernando Sandoval VernimmenII. Evaluación de la interfase de adhesión-cohesión entre el poste de fibra de vidrio, cemento dual y dentina, previa irrigación con 2 sustancias desinfectantes.

22. Bitter K, Meyer-Lueckel H, Priehn K, Kanjuparambil JP, Neumann K, Kielbassa AM. Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. 2006 Oct;39(10):809-18
23. Valenzuela Aránguiz V, Acevedo Vásquez M, Rosenberg Dueñas A. Interfaces adhesivas al utilizar cementos de resina en el interior de los conductos radiculares: Comparación al MEB. vol.29 no.1 Madrid ene.-feb. 2013
24. Henrique Pasqualin F, RogérioGiovani A, Damião de Sousa Neto M, Maria Paulino S, PascoalVansan L. In vitro fracture resistance of glass-fiber and cast metal postswithdifferentdesigns.
25. Dimitrouli M, Geurtsen W, Lührs A. Comparison of the push-out strength of two fiber post systems dependent on different types of resin cements. 2012 Jun;16(3):899-908
26. Dimitrouli M, Günay H, Geurtsen W, Lührs A. Push-out strength of fiber posts depending on the type of root canal filling and resin cement. 2011 Apr;15(2):273-81
27. Dimitrouli M, Geurtsen W, Lührs A. Comparison of the push-out strength of two fiber post systems dependent on different types of resin cements. 2012 Jun;16(3):899-908
28. Soares C, Pereira J, Valdivia A, Novais V, Meneses M. Influence of resin cement and post configuration on bond strength to root dentine.
29. Dogar A, Altintas S, Kavlak S, Guner A. Determining the influence of fibre post light transmission on polymerization depth and viscoelastic behaviour of dual-cured resin cement. 2012 Dec;45(12):1135-40
30. Carlos Carrillo S. Dentina y adhesivos dentinarios. Conceptos actuales
31. Nakabayashi N, Pashley DH. Hybridization of dental hard tissues.

32. Gartner L, Hiatt J. Histología texto y atlas.
33. Fernando R. Rincón Zambrano, Defrén G. Camejo Aguilar. Efectividad de los adhesivos de autograbado sobre el esmalte dental. Estado Actual.
34. Gomez de Ferraris M<sup>a</sup>. Histologia y embriología bucodental.
35. Breschi L, Mazzoni A, Ferrari M. Fiber post and endodontically treated teeth: a compendium of scientific and clinical perspectives.
36. Van Landuyt KL, Peumans M, De Munk J, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Extension of a one-step self-etch adhesive into a multi-step adhesive.
37. Rodolfo Bruniera Anchieta, Eduardo Passos Rocha, Ching-Chang Ko, Renato Herman Sundfeld, Manoel Martin Junior, Carlos Marcelo Archangelo. Localized mechanics of dentin self-etching adhesive system.
38. Scotti N, Rota R, Scansetti M, Migliaretti G, Pasqualini D, Berutti E. Fiber post adhesion to radicular dentin: The use of acid etching prior to a one-step self-etching adhesive.
39. Jan De Muncka, Anne-KatrinLuehrs, André Poitevina, Annelies Van Endea, Bart Van Meerbeeka. Fracture toughness versus micro-tensile bond strength testing of adhesive–dentin interfaces
40. Alexandra Mena-Serrano, Carlos Kose, Eloisa Andrade de Paula, DDS, LidiayilengTay, Alessandra Reis, Alessandro D. Loguercio, JorgePerdigao.A New Universal SimplifiedAdhesive: 6-Month ClinicalEvaluation.
41. Perdigao J, Gerardeli S, Hodges JS. Total-etch versus self-etchadhesives: effect on post operative sensitivity. Journal of the American Dental Association2003;134:1621–9.



42. 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. *Operative Dentistry* 2003;28:215–35.
43. Boillaguet S, Gysi P, Wataha JC, Ciucchi B, Cattani M, Godin CH, et al. Bond strength of composite to dentin using conventional, one step, and self-etching adhesive systems. *Journal of Dentistry* 2001;29:55–61.
44. Oliveira A, Ramalho E, Ogliari F, Moraes R. Bonding self-adhesive resin cements to glass fibre posts: to silanate or not silanate?. 2011 Aug;44(8):759-63.
45. Sümer E, Deger Y. Contemporary Permanent Luting Agents Used in Dentistry: A Literature Review. 2011;1:26-31
46. Comparative study of enamel adhesion between RelyX™ Unicem® (3M), a self-adhesive bonding agent, and the combination of MIP® (3M), a hydrophilic adhesive, and Transbond Supreme Low Viscosity® (3M), a traditional hydrophobic adhesive.
47. Malhotra N, Mala K, Acharya S. Resin-based composite as a direct esthetic restorative material. *Compend Contin Educ Dent* 2011; 32(5): 14-23.
48. Malhotra N, Kundabala M, Shashirashmi A. Strategies to overcome polymerization shrinkage-materials and techniques. A review. *Dent Update* 2010; 37(2): 115-118.
49. Moore BK, Platt JA, Borges G, Chu TM, Katsilieri I. Depth of cure of dental resin composites: ISO 4049 depth and microhardness of types of materials and shades. *Oper Dent* 2008; 33(4): 408-412.

50. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater* 2005; 21(10): 962-970.
51. Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken JW. Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. *Clin Oral Investig* 2005; 9(2): 71-76.
52. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater* 2008; 24(11): 1501-1505.
53. Leprince JG, Leveque P, Nysten B, Gallez B, Devaux J, Leloup G. New insight into the “depth of cure” of dimethacrylate-based dental composites. *Dent Mater* 2012; 28(5): 512-520.
54. Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MC. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent* 1992; 20(3): 183-188.
55. Pilo R, Oelgiesser D, Cardash HS. A survey of output intensity and potential for depth of cure among lightcuring units in clinical use. *J Dent* 1999; 27(3): 235-241.
56. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dent Mater* 2011; 27(4): 348-355.

57. Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? J Dent Res 1996; 75(3): 871-878.
58. Loguercio AD, Reis A, Ballester RY. Polymerization shrinkage: effects of constraint and filling technique in composite restorations. Dent Mater 2004; 20(3): 236-243.
59. Rees JS, Jagger DC, Williams DR, Brown G, Duguid W. A reappraisal of the incremental packing technique for light cured composite resins. J Oral Rehabil 2004; 31(1): 81-84.
60. [http://www.surefilstrflow.com/sites/default/files/SureFil\\_Technical\\_Manual.pdf](http://www.surefilstrflow.com/sites/default/files/SureFil_Technical_Manual.pdf)
61. 3M ESPE. Filtek Bulk Fill Flowable Restorative 3M ESPE, Instructions. [Internet]. [Consultado 2014 Mar 10]. Disponible en: [http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=SSSSSufSevTsZxtUoYtUn8\\_GevUqevTSevTSevTSeSSSSSS--](http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=SSSSSufSevTsZxtUoYtUn8_GevUqevTSevTSevTSeSSSSSS--).
62. [http://www.voco.com/southam/product/xtra\\_base/GI\\_xtra\\_base\\_22spr\\_0811.pdf](http://www.voco.com/southam/product/xtra_base/GI_xtra_base_22spr_0811.pdf)
63. Heraeus. Venus Bulk Fill, Heraeus. [Internet]. [Consultado 2014 Mar 10]. Disponible en: [http://venusbulkfill.com/media/webmedia\\_local/media/pdfs/VenusBulkFillDFU\\_English.pdf](http://venusbulkfill.com/media/webmedia_local/media/pdfs/VenusBulkFillDFU_English.pdf).
64. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. Eur J Oral Sci 1997; 105(2): 97-116.

65. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Investig* 2013; 17(1): 227-235.
66. Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig* 2009; 13(4): 427- 438.
67. Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res* 1997; 76(8): 1508-1516.
68. Ilie N, Hickel R. Quality of curing in relation to hardness, degree of cure and polymerization depth measured on a nano-hybrid composite. *Am J Dent* 2007; 20(4): 263-268.
69. Durner J, Obermaier J, Draenert M, Ilie N. Correlation of the degree of conversion with the amount of elutable substances in nano-hybrid dental composites. *Dent Mater* 2012; 28(11): 1146-1153.
70. Aranha AM, Giro EM, Hebling J, Lessa FC, Costa CA. Effects of light-curing time on the cytotoxicity of a restorative composite resin on odontoblast-like cells. *J Appl Oral Sci* 2010; 18(5): 461-466.
71. Kovarik RE, Ergle JW. Fracture toughness of posterior composite resins fabricated by incremental layering. *J Prosthet Dent* 1993; 69(6): 557-560.
72. St-Georges AJ, Swift EJ Jr., Thompson JY, Heymann HO. Curing light intensity effects on wear resistance of two resin composites. *Oper Dent* 2002; 27(4): 410-417.

73. Geurtsen W. Biocompatibility of resin-modified filling materials. *Crit Rev Oral Biol Med* 2000; 11(3): 333-355.
74. International Organization for Standardization. ISO 4049:2009 Dentistry-Polymer-based restorative materials. Ginebra: ISO; 2009.
75. Tiba A, Zeller G, Estrich C, Hong A. A laboratory evaluation of bulk-fill versus traditional multi-incrementfill resin-based-composites. *J Am Dent Assoc* 2013; 8(3): 13-26.
76. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dent Mater* 2014; 30(2): 149-154.
77. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater* 2005; 21(1): 36-42.
78. Ferracane JL. Buonocore Lecture. Placing dental composites-a stressful experience. *Oper Dent* 2008; 33(3): 247-257.
79. Anusavice K. Phillips' science of dental materials. 11 ed. St. Louis: Saunders; 2003.
80. Roggendorf MJ, Kramer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. *J Dent* 2011; 39(10): 643-647.
81. Moorthy A, Hogg CH, Dowling AH, Grufferty BF, Benetti AR, Fleming GJ. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-

- fill flowable resin-based composite base materials. *J Dent* 2012; 40(6): 500-505.
82. Campos EA, Ardu S, Lefever D, Jassé FF, Bortolotto T, Krejci I. Marginal adaptation of class II cavities restored with bulk-fill composites. *J Dent* 2014; 42(5): 575-581.
  83. Furness A, Tadros MY, Looney SW, Rueggeberg FA. Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. *J Dent* 2014; 42(4): 439-449.
  84. Arslan S, Demirbuga S, Ustun Y, Dincer AN, Canakci BC, Zorba YO. The effect of a new-generation flowable composite resin on microleakage in Class V composite restorations as an intermediate layer. *J Conserv Dent* 2013; 16(3): 189-193.
  85. Petrovic LM, Zorica DM, Stojanac ILj, Krstonosic VS, Hadnadjev MS, Atanackovic TM. A model of the viscoelastic behavior of flowable resin composites prior to setting. *Dent Mater* 2013; 29(9): 929-934.
  86. Yang B, Adelung R, Ludwig K, et al. Effect of structural change of collagen fibrils on the durability of dentin bonding. *Biomaterials* 2005;26:5021–31.
  87. Santos PA, Garcia PPNS, Palma-Dibb RG. Shear bond strength of adhesive systems to enamel and dentin. Thermocycling influence. *J Mater Sci Mater Med* 2005;16:727–32.
  88. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental materials restorations. *J Dent* 1999;27:89–99.

89. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005;84:118–32.
90. ISO. Guidance on testing of adhesion to tooth structure. International Organization for Standardization. TR 11405, 1–14. Geneva (Switzerland): 1994.
91. Morley F, Stockwell PB. A simple thermal cycling device for testing dental materials. *J Dent* 1977;4:39–41.
92. Kidd EA, Harrington E, Grieve AR. The cavity sealing ability of composite restorations subjected to thermal stress. *J Oral Rehabil* 1978;5:279–86.
93. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater* 2002;18:189–96.
94. De Munck J, Van Meerbeek B, Satoshi I, et al. Microtensile bond strengths of one- and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent* 2003;16:414–20.
95. Sidhu SK, Watson TF. Interfacial characteristics of resin-modified glassionomer materials: a study on fluid permeability using confocal fluorescence microscopy. *J Dent Res* 1998;77:1749–59.
96. Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, et al. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater* 2002;18:269–75.
97. Bedran De Castro AK, Pereira PN, Pimenta LA, Thompson JY. Effect of

thermal and mechanical load cycling on nanoleakage of Class II restorations. *JAdhes Dent* 2004;6:221–6.

98. Peterson EAD, Phillips RW, Swartz ML. A comparison of the physical properties of four restorative resins. *J Am Dent Assoc* 1966;73:1324–36.
99. Miyazaki M, Sato M, Onose H, Morre, BK. Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two step bonding systems. *Am J Dent* 1998;11:118–22.
100. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 1992;67:325–7.
101. Ernst C, Canbek K, Euler T, Willershausen B. In vivo validation of the histological in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Invest* 2004;8:130–8.
102. Aguilár LT, Rezende NPM, Reis A, et al. Tensile bond strength of adhesive systems—effects of primer and thermocycling. *Pesqui Odontol Bras* 2002;16:37–42.
103. Inoue S, Koshiro K, Yoshida Y, et al. Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res* 2005;84:1160–4.
104. Price RB, Dérand T, Andreou P, Murphy D. The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. *Biomaterials* 2003;24:1013–21.
105. Causton BE, Braden M, Brown D, et al. Dental materials: 1981 literature review. Part 1. *J Dent* 1984;12:1–28.



106. Hossomando KJ, Wendt SL Jr. Thermocycling and dwell time in micro-leakage evaluation for bonded restorations. *Dent Mater* 1995;11:47–51.
107. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of load cycling on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater* 2002;18:111–9.
108. Jefferson Ricardo Pereira, Accácio Lins do Valle, Janaina Salomon Ghizoni, Fábio César Lorenzoni, Marcelo Barbosa Ramo, Marcus Vinícius dos Reis Só. Push-out bond strengths of different dental cements used to cement glass fiber posts. 2013 Aug;110(2):134-40.
109. Soares CJ, Santana FR, Castro CG, Santos-Filho PC, Soares PV, Qian F, et al. Finite element analysis and bond strength of a glass post to intraradicular dentin: comparison between microtensile and push-out tests. 2008 Oct;24(10):1405-11
110. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, et al. The adhesion between fibre posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. 2004 Aug;112(4):353-61.
111. Koltisko B, Dai Q, Jin X, Bertrand S. The polymerization stress of flowable composites. *Journal of Dental Research* 2010;89:321.
112. Burgess J, Cakir D. Comparative properties of low-shrinkage composite resins. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 2010;31:10–5. (Spec Iss 2).
113. Ho YC, Lai YL, Chou IC, Yang SF, Lee SY. Effects of light attenuation by fibre posts on polymerization of a dual-cured resin cement and

- microleakage of post-restored teeth. *Journal of Dentistry* 2011;39:309–15.
114. Navarra CO, Goracci C, Breschi L, Vichi A, Corciolani G, Cadenaro M, Ferrari M. Influence of post type on degree of conversion of a resin-based luting agent. *American Journal of Dentistry*, 2012, in press.
  115. Leloup G, Holvoet PE, Bebelman S, Devaux J. Raman scattering determination of the depth of cure of light-activated composites: influence of different clinically relevant parameters. *J Oral Rehabil.* 2002 Jun;29(6):510-5.
  116. Skupien JA, Sarkis-Onofre R, Cenci MS, Moraes RR, Pereira-Cenci T. A systematic review of factors associated with the retention of glass fiber posts. *Braz Oral Res [online]*. 2015;29(1):1-8.
  117. Ferrari M, Vichi A, Grandini S, Goracci C. Efficacy of a self-curing adhesive-resin cement system on luting glass-fiber posts into root canals: an SEM investigation. *Int J Prosthodont.* 2001 Nov-Dec;14(6):543-9.
  118. Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater.* 2002 Dec;18(8):596-602
  119. Ferrari M, Carvalho CA, Goracci C, Antonioli F, Mazzoni A, Mazzotti G, et al. Influence of luting material filler content on post cementation. *Journal of Dental Research* 2009;88:951–6.