



**Universidad
Andrés Bello®**

Universidad Andrés Bello
Facultad de odontología

**RESISTENCIA ADHESIVA EN POSTES DE FIBRA CEMENTADOS CON
RESINA BULKFILL EN CONDUCTOS DE DIFERENTES DIÁMETROS**

Tesis para optar al Título de Cirujano-Dentista.

Autor:

Licenciada Johanna Angélica Febre Iturra

Profesor guía: Dr. Patricio Vildósola Grez

Santiago de Chile

Año 2015

DEDICATORIA

A mis padres, Rodolfo y Ruth, por su apoyo incondicional a lo largo de toda la carrera, por darme el ánimo y la fuerza para seguir adelante cuando más lo necesitaba y por entregar una herramienta fundamental en mi desarrollo profesional, como lo fue el poder estudiar odontología.

A mi hermano Fernando, por acompañarme en todo momento, por su cariño y paciencia. Sólo decirle que todo se puede lograr cuando uno lo quiere y se esfuerza por conseguirlo.

A mi abuelo por estar siempre cuando lo he necesitado, por apoyarme y estar siempre pendiente de mí.

AGRADECIMIENTOS

- A mi docente guía, doctor Patricio Vildósola, por su apoyo, paciencia y dedicación en el transcurso de este trabajo, sin su ayuda esto no hubiese sido posible.
- A Don Marcos Jorquera, por su ayuda y paciencia en los últimos pasos de la tesis, por sacrificar sus tiempos libres en pos del trabajo.
- A mis amigas, Sharon, Romina, Gloria, Marcela, Tania, María Karina y María Constanza con quienes he compartido durante todos estos años, que han sido capaces de comprender y compartir conmigo las alegrías, tristezas, logros y frustraciones que ha significado esta carrera, siendo un apoyo incondicional siempre que lo he necesitado.
- A María Carolina Leal y Gloria Amigo, por acompañarme en la ejecución de la tesis, por el apoyo, ánimos y sus comentarios para mejorar el trabajo y ser el team bulkfill.
- A mis amigas del colegio Cynthia, Daniela y Rosario, las cuales se han preocupado y me han apoyado desde siempre.
- A Lorena, Ivonne y Gloria, con las cuales compartí el periodo de internado; quienes me ayudaron, apoyaron y dieron consejos en el ámbito tanto profesional como el personal.

RESUMEN

El objetivo del presente estudio fue comparar la resistencia adhesiva medida en megapascales (Mpa) en postes de fibra cementados con resina BulkFill (BK) en conductos de diferentes diámetros. Para la realización del proyecto se recolectaron 15 dientes humanos, los cuales fueron decoronados y tratados endodónticamente. Los dientes fueron divididos aleatoriamente según los diámetros de desobturación conformando los grupos D2, D4 y D6 . Luego se cementaron postes de fibra numero 2 utilizando un adhesivo universal de modalidad grabado-lavado y resina BK SureFil SDR (SDR) (Dentsply). Los dientes fueron sometidos a un proceso de 500 ciclos de termociclado, posteriormente se cortaron transversalmente con una cortadora Isomet 1000 en 3 secciones de 2mm y finalmente sometidos al test push-out con una velocidad de 0,5 mm/min. Se evaluó la fuerza al desalojo medida en Mpa y se observó el tipo de falla mediante microscopia óptica 4x. El análisis estadístico se realizó en base al test de Anova y poshoc de Tukey con un nivel de significancia del 95%. Los resultados mostraron que el promedio y desviación estándar (DS) para D2 fue de 31.57(±7.46), para D4 de 27.74(±6.93) y el D6 de 23.21(±21.97). Como conclusión, existe diferencia estadísticamente significativa sólo entre los grupos D2 y D6 con un menor valor de resistencia adhesiva para el grupo D6 en la cementación de postes de fibra cementados con resina SDR.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN.....	1
2. ASPECTOS TEÓRICOS.....	3
Diente tratado endodónticamente	3
Sistemas adhesivos	6
Cementos en base a resina.....	9
Resinas	10
3. HIPÓTESIS DE TRABAJO	18
4. OBJETIVO GENERAL.....	19
5. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	20
6. MATERIAL Y MÉTODO.....	21
MATERIALES:.....	21
MÉTODO.....	24
A) Selección y conservación de dientes.	24
B) Tratamiento endodóntico.....	25
C) Desobturación parcial del conducto	27
D) Protocolo de cementación.....	29
E) Termociclado.....	31
F) Prueba de “push-out”.....	31
G) Microscopia óptica	34
H) Estadística	35
7. RESULTADOS	36
8. DISCUSIÓN.....	41
9. CONCLUSIÓN.....	45

10.	SUGERENCIAS.....	46
11.	BIBLIOGRAFÍA.....	47

1. 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⁽¹⁾⁽²⁾. Dentro de las alternativas de postes utilizados están los postes de fibra⁽³⁾, 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⁽⁴⁾, reduciendo así el riesgo de fractura de la raíz⁽⁵⁾.

Por otro lado, los conductos radiculares pueden 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⁽⁶⁾. Es por esta razón que Bittery y cols. ⁽⁷⁾han relatado que uno de los problemas clínicamente relevantes a los cuales los odontólogos se enfrentan a la hora de restaurar este tipo de dientes tratados endodónticamente, es la falta de adaptación entre el conducto radicular y el diámetro de los postes, pudiendo afectar principalmente la retención del poste dentro del conducto radicular.

Para la colocación y unión del poste de fibra a la estructura radicular es necesario utilizar cementos de resinas mediante técnicas adhesivas⁽⁸⁻¹¹⁾. Sin embargo, esta unión de los postes de fibra en conductos ensanchados resultan en capas de cemento de mayor grosor. Por lo anterior, en estudios en los cuales se comparan los diferentes espesores de cemento, los de espesores mayores tienen aumentada la 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, reduciendo así la adhesión del poste al conducto radicular ⁽¹⁾.

Por otro lado la tendencia a la simplificación ha llevado recientemente a los mercados el poder utilizar de forma simultánea materiales para la cementación y reconstrucción de muñones⁽¹²⁾. Un nuevo composite fluido con menor contracción a la polimerización ha sido introducido al mercado, como son las resinas bulkfill (BKF) o resinas de baja tensión de polimerización. Estas además tienen la propiedad principal de ser aplicadas en incrementos de hasta 4 mm, sin perder las propiedades mecánicas obtenidas con cualquier otro composite⁽¹³⁾ siendo confirmado por variados estudios ⁽¹⁴⁻¹⁶⁾.

La utilización de BKF para la cementación de postes ha sido propuesta en algunos artículos confirmando una mejor retención cuando se compara con otros cementos^(12, 17), sin embargo sería de interés investigar si su resistencia adhesiva puede mantenerse cuando se utiliza en conductos radiculares ensanchados, debido a la dificultad de transmisión de la luz a través del poste.

Por estas razones hasta hoy no existe evidencia científica con respecto a los niveles de retención o valores de resistencia adhesiva en la utilización de BKF en diferentes diámetros de conductos, por lo que 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 en conductos de diferentes diámetros, siendo probablemente una alternativa más en la cementación de postes en conductos ensanchados.

2. ASPECTOS TEÓRICOS

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 estética¹⁸.

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 acceso¹⁰.

Es así en donde la prótesis fija surge como una opción para solucionar este problema, en donde, la mayoría de las veces la necesidad de anclaje al conducto radicular es fundamental para la correcta ejecución de este tipo de rehabilitación¹⁹.

Sin embargo Bittery cols. han relatado que uno de los problemas clínicamente relevantes a los cuales los odontólogos se enfrentan a la hora de restaurar este tipo de dientes tratados endodónticamente, es la falta de adaptación entre el conducto radicular y el diámetro de los postes, pudiendo afectar principalmente la retención del postes dentro del conducto radicular¹.

Para la colocación y unión del poste de fibra a la estructura radicular es necesario utilizar cementos de resina mediante técnicas adhesivas, en donde, el aumento de espesor de la película de cemento genera una disminución en la retención de los postes independiente si los postes hayan sido tratados previamente. Así, cuanto más grueso sea el material, más numerosos serán los defectos¹.

Por lo anterior, en estudios en los cuales se comparan los diferentes espesores de cemento, los de mayores espesores 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, pudiendo dar inicio a líneas de fractura, reduciendo así la adhesión del poste al conducto radicular¹.

De esta manera, se debe tener en cuenta que dentro de las condiciones más efectivas para el éxito a largo plazo de restauraciones post-endodónticas, se encuentra la preservación de tejido dentario, la presencia del efecto férula y la adhesión entre poste y conducto radicular². Es así como la función del anclaje intraconducto, no es reforzar de forma física el remanente biológico, sino que dar retención a la restauración final^{19, 20}.

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 con diferentes materiales, los cuales les otorgan diferentes propiedades mecánicas²¹. 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, mayor

número de sesiones y procedimientos de laboratorio²¹; 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^{22,23,24,25}.

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% restante²⁶.

Los postes prefabricados han sido clasificados de diferentes maneras, según²¹:

- 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 utilizar²⁷.

El punto anterior, cobra suma relevancia, ya que múltiples estudios han reportado que la falla más común en los postes de fibra es la descementación, la cual se puede atribuir a diversos factores, como pueden ser: contaminantes, sobreinstrumentación del conducto radicular, tipo de cemento, interacción a sistemas adhesivos, limitación de intensidad de luz, diseño del poste, entre otros²⁵.

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 dentario²².

Sistemas adhesivos

El uso de los sistemas adhesivos a dentina, se ha convertido en un procedimiento rutinario en la práctica diaria de la odontología restauradora²⁸. 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 unión²⁸.

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^{29,30,31}.

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 procesos³².

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 complejos².

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^{31, 33}.

La evolución de los adhesivos, llevo a que Van Meerbeek y col.; hayan clasificado los sistemas adhesivos contemporáneos en 2 grupos³⁴:

- 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^{31, 33}.

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^{34, 35}.

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 adhesivo³⁴.

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 imprimador³¹.

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 endodónticamente³⁶.

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^{37, 38}. 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^{39, 40,41}.

Cementos en base a resina

Los cementos de resina se han masificado para su aplicación cementante en los postes de fibra, lo que hoy en día es un procedimiento común en la clínica⁴².

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 ⁴³.

En la literatura existen varias clasificaciones de los cementos, pero Donovan realiza una clasificación simple de estos, dividiéndolos en dos grupos⁴³:

- Cementos convencionales, donde está el fosfato de zinc, policarboxilatos, vidrio 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, esta dado por una interface 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 uso⁴³.

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)⁴³.

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 estéticas⁴⁴. Sin embargo, la técnica de restauración en una preparación cavitaria es compleja, debiendo ser realizada mediante una técnica incremental⁴⁵. 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^{46,47,48,49,50}. De esta forma, tanto investigadores como clínicos en general, han concordado en la necesidad de aplicar este producto en incrementos de hasta 2 mm⁴⁵. 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^{51, 52}.

Como respuesta a estas dificultades, en el último tiempo ha aparecido una nueva generación de RCs, denominadas como “RC Bulk-Fill” (BkF)⁵³. 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^{49, 54, 55,56}.

SDR 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 RBF tiene una consistencia similar a la de las resinas fluidas^{13, 57,58, 59,60}.

En términos generales, la composición de RBF no difiere mucho de las RC convencionales¹³. La matriz de estas resinas se basa principalmente en monómeros de Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, EBPDMA¹³. 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)^{56, 57} por monómeros de menor viscosidad^{53, 61, 62}.

El fabricante de la BKF Surefil SDR patentó una resina de dimetacrilato de uretano, el cual indica que posee la tecnología SDR (“stress decreasing resin”) que permitiría una mayor flexibilidad de la molécula disipando así el estrés generado al momento de polimerizar^{53, 57}. En cuanto al sistema de iniciación de polimerización, mayores cambios no han sido declarados por el fabricante.

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 peso¹³. Se ha propuesto que esta menor proporción de relleno, junto al aumento de tamaño de este en algunas BKF (20µm), 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^{13, 63, 64}.

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 final¹⁶.

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 una insuficiente conversión de monómeros en el fondo de la preparación cavitaria⁴⁸, 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^{65, 66, 67, 68, 69, 70, 71}.

De acuerdo a la norma ISO 4049-2009, la profundidad de curado no debe ser menor a 0,5 mm de lo establecido por el fabricante⁷². Un estudio realizado recientemente por la ADA evaluó la profundidad de curado de 10 BKF distintas⁷³. Los resultados obtenidos mostraron valores de profundidad de curado igual o mayores a lo requerido por la ISO en las RBF: Quixx Posterior Restorative, x-trafill, FiltekBulkFillFlowable, Surefil SDR, Venus BulkFill y x-tra base.

Es así como García y colaboradores¹⁴ reportaron para las resinas SDR y Venus Bulkfill 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 BKF en comparación a las convencionales. Principalmente, se han propuesto tres: la incorporación de sistemas de iniciación más eficientes en algunas resinas⁷⁴, 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 luz¹³.

Una de las desventajas propias de la reacción de polimerización que ocurre en las RCs es el desarrollo de contracción y estrés en el material⁷⁵. 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 otros⁷⁶. 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)⁷⁷. 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 material⁷⁷.

En el estudio de García y colaboradores¹⁴ hubo BKF 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 BKF o RCs convencionales^{78,79, 80, 81, 82}. Estudios *in vitro* publicados parecen concordar en que las BKF son capaces de proveer un sellado marginal comparable al de resinas convencionales usadas con técnica incremental, la cual se mantiene después de ser sometidas a ciclos de carga y temperatura.

Petrovic y colaboradores⁸³, al evaluar las propiedades viscoelásticas de la RBF 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.

Termociclado y test push-out

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^{84,85}, simulando los cambios térmicos que se producen en la cavidad bucal causada por comer y beber⁸⁶. 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 los composites⁸⁷. 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 interface⁸⁶. 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 adhesiva⁸⁴.

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 clínica⁸⁶. Esta estimación está basada en la hipótesis de que tales ciclos se pueden producir de 20 a 50 veces al día⁸⁶, lo que hace que ciclos de 500 sean un régimen estandarizado por la norma ISO (ISO TR 11450)⁸⁸.

La literatura muestra que hay una amplia gama de temperaturas extremas en baños de termociclado, tales como entre 4 y 60 ° C^{89,90}, 5 y 55 ° C^{91,92,93,94,95}, 15 y 45 ° C⁹⁶, 5 y 45 ° C⁹¹ y 5 y 60 ° C⁹⁷. En condiciones normales al beber, la temperatura en la superficie dentaria oscila en un rango de 15 a 45 ° C⁹⁶. Sin embargo, la comida refrigerada puede mantener la temperatura alrededor de 4 ° C⁹¹. Palmer y colegas⁹⁸, 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 sus colegas⁹⁹ 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 segundos⁹¹, 30 segundos^{84,92} y 60 segundos^{85,100,101}. A pesar de que la estandarización de la ISO sugiere la inmersión de los materiales dentales durante al menos 20 segundos en cada baño¹⁰², 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 un tiempo excesivo. Por consiguiente, un tiempo de inmersión corto (no más de 15 segundos) sería recomendable para simular la situación clínica^{91,103,104}.

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 superficie¹⁰⁵. 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^{106, 107, 108}.

3. HIPÓTESIS DE TRABAJO

Existe diferencia significativa en los valores de resistencia adhesiva medida mediante el test push-out en la cementación de postes de fibra cementados con resina SureFil® SDR(SDR) en conductos de diferentes diámetros.

4. OBJETIVO GENERAL

Comparar la resistencia adhesiva medida en megapascales (Mpa) en postes de fibra cementados con resinas SureFil ® SDR (SDR) en conductos de diferentes diámetros ensanchados con fresas largo 2, 4 y 6.

5. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

-Determinar los valores de resistencia adhesiva medidas en Mpa en postes de fibra cementados con resina SDR en conductos ensanchados a 1.22 mm. (fresa largo N°2).

-Determinar los valores de resistencia adhesiva medidas en Mpa en postes de fibra cementados con resina SDR en conductos ensanchados a 1.62mm. (fresa largo N°4).

-Determinar los valores de resistencia adhesiva medidas en Mpa en postes de fibra cementados con resina SDR en conductos ensanchados a 2.02 mm. (fresa largo N°6).

-Comparar los valores de resistencia adhesiva medidas en Mpa en postes de fibra cementados con resina SDR en conductos ensanchados a 1.22 mm, 1.62mm. y 2.02 mm. (Fresas largo N°2, N°4 y N°6).

6. MATERIAL Y MÉTODO

MATERIALES:

- 15 dientes 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-ángulo (KaVo Alemán, Biberach, Alemania)
- 2 Vasos Dapen
- Gasa estéril.
- Discos carborundum
- Porta discos
- Set de fresas Gate Glidden® 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® Maillefer 1, 2, 3, 4, 5 y 6 (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)
- Resina SureFil ® SDR (Dentsply caulk, Milford, DE, USA)
- Adhesivo universal de grabado total XP BOND™ (Dentsply, Konstanz, Alemania)
- Ácido ortofosfórico en gel al 37% (Dentsply Petrópolis - RJ)
- Silano (Densply, Oklahoma, USA)
- Tips aplicación microbrush
- Radiómetro bluephase® meter Ivoclar Vivadent
- 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 Tinius Olsen HK5-S

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 (Dentsply caulk, Milford, DE, USA) en dientes con diferentes conductos ensanchados. Por lo que la variable dependiente fue el valor de resistencia adhesiva medida en MPa y las variables independientes fueron los diferentes diámetros del conducto radicular.

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, y se explicó de forma detallada las implicancias, y el aporte del desarrollo del conocimiento científico.

Se recolectaron 15 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 con el uso de material de periodoncia (Curetas Gracey número 1 – 2HU-Friedy, 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 dentales, desde el límite amelocementario proximal, y se delimito 1mm hacia coronal, luego con un disco de carborundum 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.

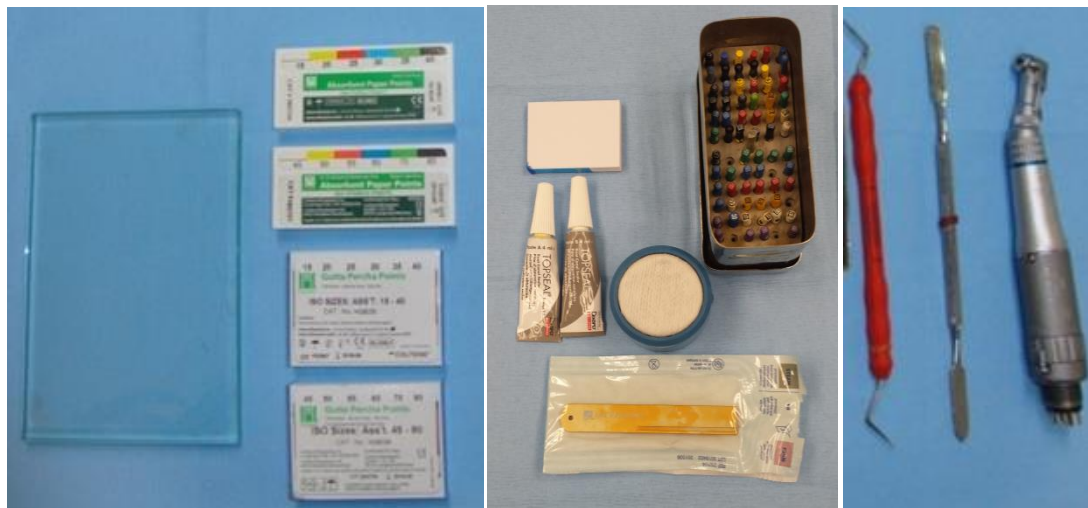
Figura 2. Dientes decoronados



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 a base de 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 se realizó mediante condensación lateral, utilizando espaciadores (Maillefer, Dentsply, York, PA, USA) de forma manual. El exceso

de gutapercha fue suprimido mediante un condensador caliente (Maillefer, Dentsply, Konstanz, Alemania) y fueron sellados con vidrio ionómero Vitrebond (3M ESPE, St. Paul, PA, 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



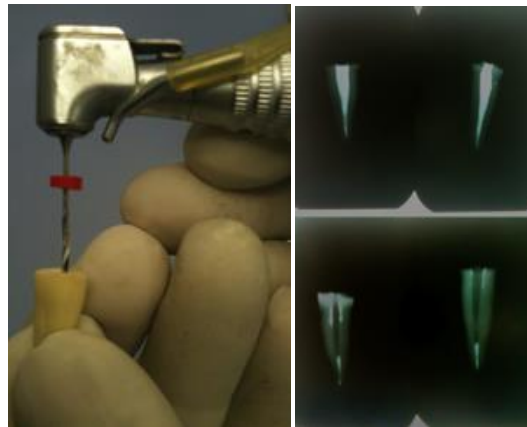
C) Desobturación parcial del conducto

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 ensancharon los conductos radiculares según el grupo definido con las fresas número 1, 2, 3, 4, 5 y 6.

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 al 5,25% para limpiar los residuos dejados por el procedimiento efectuado.

En 15 dientes fueron cementados postes de fibra de vidrio, lisos y translúcidos número 2 (Exacto, Angelus, Londrina, Brasil), utilizando adhesivo universal de grabado total XP BOND™ (Dentsply, De-Trey-Str.1, Alemania) y resina SureFil ® SDR (Dentsply caulk, Milford, DE, USA). Los dientes se dividieron aleatoriamente en 3 grupos de 5 muestras de acuerdo a los diferentes diámetros:

- Grupo D2: Conductos preparados con fresa largo N°2.
- Grupo D4: Conductos preparados con fresa largo N°4.

- Grupo D6: Conductos preparados con fresa largo N°6.

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 universal de grabado total XP BOND™ (Dentsply, Konstanz, Alemania), friccionando la

superficie con la ayuda de un microbrush durante 20 segundos. Se sopló suavemente durante aproximadamente 5 segundos (el excedente de adhesivo se retiró utilizando conos de papel) y se fotopolimerizó por 20 segundos con la lámpara de fotocurado (BluephaseStyle, Ivoclar Vivadent) estandarizada a 1200 mW/cm².

Figura 6. Materiales de cementación.



Figura 7. Lámpara Bluephase® style inalámbrica



La cementación de los postes se realizó con resina SDR, aplicando el material al interior del conducto con la jeringa dispensadora y asentando el poste al conducto radicular, manteniéndolo en su lugar con una ligera presión y se fotopolimerizó durante 60 segundos con la lámpara de fotocurado Bluephase style. Este procedimiento se repitió para los tres grupos (D2, D4 y D6) con diferentes conductos ensanchados.

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. Luego los dientes fueron puestos en un cilindro de acrílico de 2cm. de diámetro, dejando desde el ápice dentario a la base del acrílico 20mm.

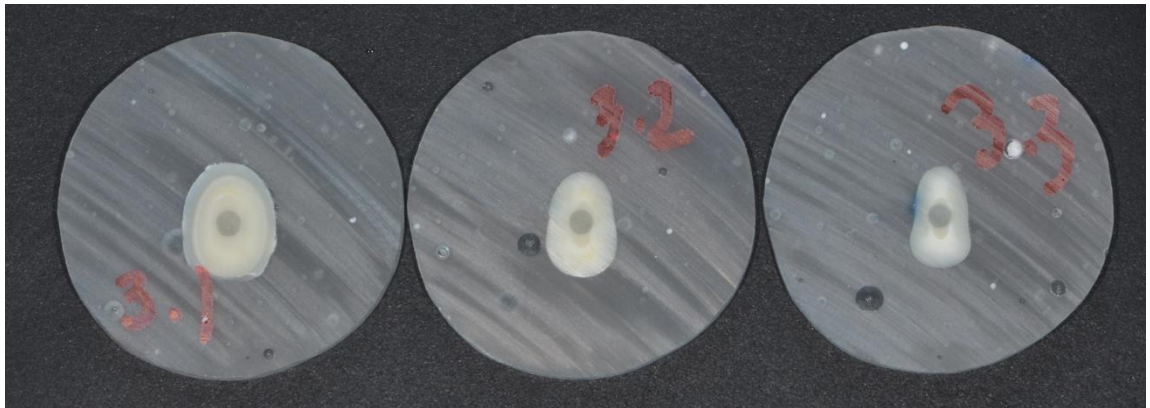
F) Prueba de “push-out”

Previo a realizar el test de push out, los dientes fueron cortados de forma transversal en secciones de 2 mm. de grosor a nivel del tercio cervical, medio y apical, mediante el uso de una máquina cortadora de dientes (Isomet1000, Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA) bajo refrigeración constante y se comprobó el grosor del corte con un calibrador Caliper. Esto dio un total de 45 muestras (n por grupo=15).

Figura 8. Máquina de corte Isomet 1000



Figura 9. Cortes dentarios de tercios: cervical (3.1), medio (3.2) y apical (3.3)



Para la prueba propiamente tal, las muestras se colocaron sobre una plataforma metálica horizontal de forma que el conducto radicular y el poste estuvieron 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

compresión en la dirección de aplicación de la fuerza, hasta la resistencia adhesiva máxima, donde el valor se midió en Newton (N).

Figura 8. Esquema mecánico test push-out

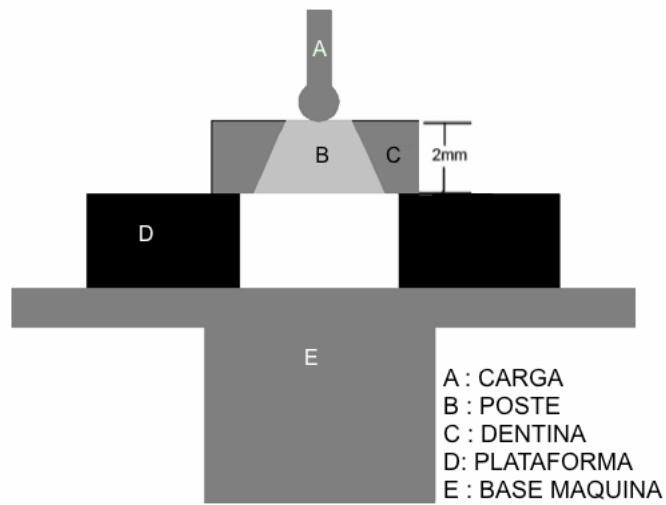
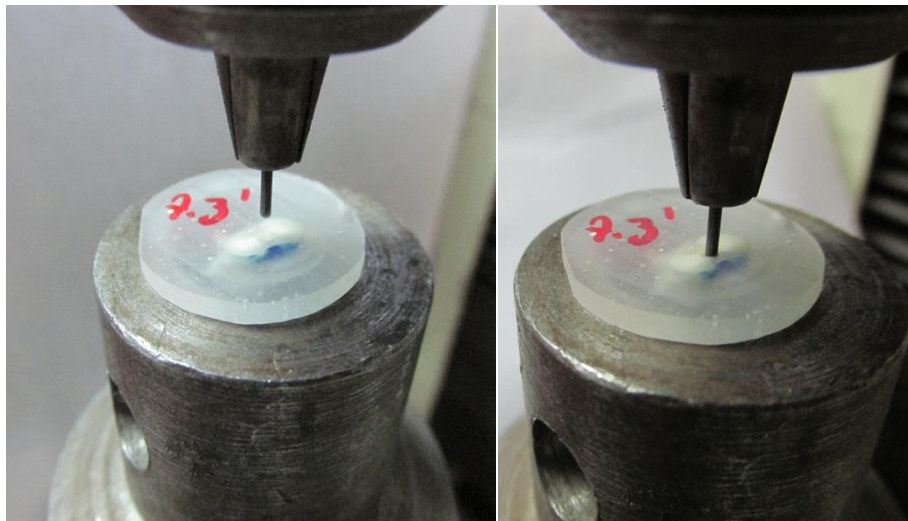


Figura 9. Test push-out aplicado en las muestras



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).
- $\pi = 3,14$

G) Microscopia óptica

Después del test “push-out” las muestras fueron observadas bajo 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⁽¹⁷⁾.

Figura 9. Muestra observada en microscopio



H) 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 de Anova de una vía y poshoc de Tukey para evaluar si existen diferencias significativas en los diferentes grupos con un nivel de significancia del 95%.

7. RESULTADOS

De un total de 45 muestras divididas en 3 grupos de 15 cada una, se observó en el estudio descriptivo (tabla 1) que la media y la desviación estándar para el grupo D2 fue de 31.57(\pm 7.46), para D4 de 27.74(\pm 6.93) y el D6 de 23.21(\pm 21.97). En el gráfico de cajas (gráfico 1) la línea marcada en negrita corresponde a la mediana del percentil 50%, siendo para el grupo D2 de 31.36, D4 de 26.44 y D6 de 21.97.

Tabla 1: Análisis descriptivo de los grupos D2, D4 y D6

	Mpa					
	Grupo D2		Grupo D4		D6	
	Estadístico	Error típico	Estadístico	Error típico	Estadístico	Error típico
Media	31.57	1.92	27.74	1.79	23.21	2.09
Mediana	31.36		26.44		21.97	
Varianza	55.74		48.16		65.86	
Desv. típ	7.46		6.93		8.11	
Mínimo	19.50		18.87		12.27	
Máximo	48.24		43.10		44.76	
Amplitud intercuartil	12.21		8.04		9.63	
Curtosis	.311	1.12	.611	1.12	2.62	1.12

Gráfico I. Gráfico de cajas en el cual se realiza la comparación de la resistencia adhesiva “push-out” de los grupos D2, D4 y D6 expresado en Mpa.

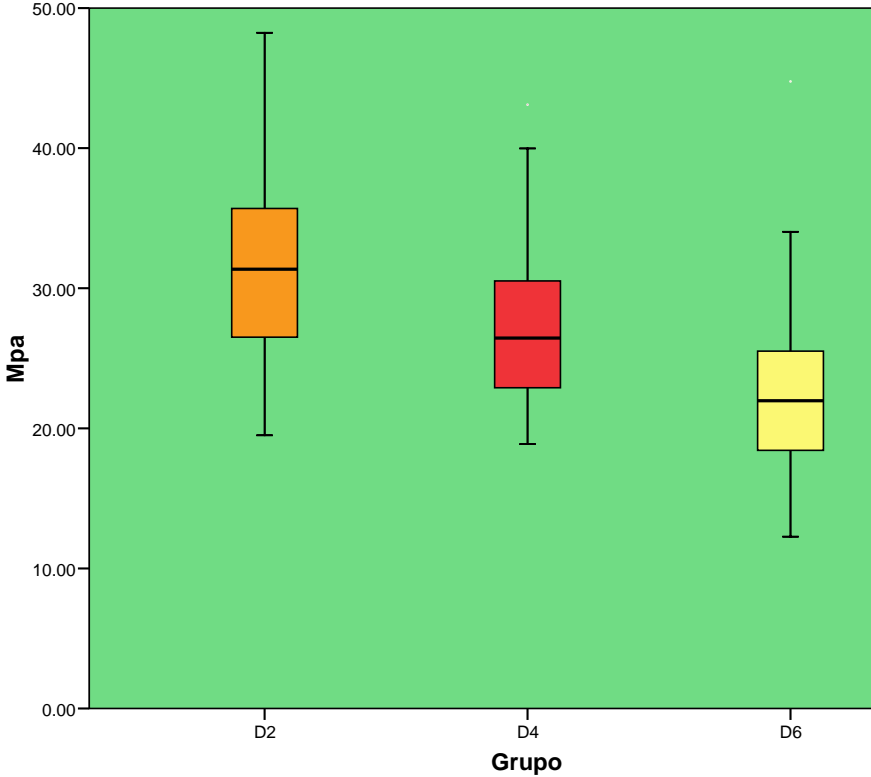


Tabla 2: Pruebas de normalidad

Grupo		Shapiro-Wilk		
		Estadístico	Gl	Sig.
Mpa	D2	.966	15	.793
	D4	.921	15	.201
	D6	.897	15	.085

La tabla 2 muestra que la distribución de la muestra fue normal ($p > 0.05$)

Tabla 3: Resultado del test de Anova ($p < 0.05$)

	Suma de cuadrados	Gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	525.699	2	262.850	4.645	.015
Intra-grupos	2376.741	42	56.589		
Total	2902.440	44			

Tabla 4: Resultado del Test de comparaciones múltiples de Tukey

(I) Grupo	(J) Grupo	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite superior	Límite inferior
D2	D4	3.83600	2.74685	.352	-2.8375	10.5095
	D6	8.36267(*)	2.74685	.011	1.6892	15.0361
D4	D2	-3.83600	2.74685	.352	-10.5095	2.8375
	D6	4.52667	2.74685	.237	-2.1468	11.2001
D6	D2	-	2.74685	.011	-15.0361	-1.6892
	D4	8.36267(*)	2.74685	.237	-11.2001	2.1468

Los resultados del test de Anova (tabla 3), mostraron una diferencia significativa entre los grupos ($p < 0.05$), lo cual posteriormente, por medio del test de Tukey, se mostraron que solo existían diferencias significativas entre los grupos D2 y D6 ($p = 0.015$).

Tabla 5: Distribución del tipo de falla adhesiva

GRUPOS	TIPOS DE FALLAS		
	AD	AP	M
D2	0%	60%	40%
D4	13.3%	46.6%	40%
D6	13.3%	40%	46.6%

En la tabla 5 se observa la distribución de los tipos de fallas adhesivas presentados en los diferentes grupos D2, D4 y D6. Las fallas se clasificaron como adhesiva entre dentina y cemento(AD), adhesiva entre cemento y poste(AP) y mixta (M).Siendo la falla AP la mas prevalente en los grupos D2 y D4 y la falla M en el grupo D6 .

8. DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos en el presente trabajo de investigación mostraron que existen diferencias significativas en los valores de resistencia adhesiva medidas mediante el test push-out solo entre los grupos D2 y D6 en la cementación de postes de fibra cementados con resina SDR, por lo que la hipótesis de trabajo propuesta es parcialmente rechazada.

De esta forma, a grandes rasgos, existieron diferencias significativas al comparar el grupo D2 con el D6, ya que el diámetro aumenta más significativamente entre estos dos grupos, al contrario de que si se comparan los valores entre los grupos D2 y D4 o el D4 y D6 los cual no muestran diferencias relevantes.

Los postes prefabricados no se adaptan bien en los canales radiculares de forma elíptica, los cuales son el resultado de la extensión de caries, traumatismos, patología pulpar e iatrogenia^{6,112}. En estos casos si el poste no se ajusta bien al canal radicular, una capa más gruesa de cemento de resina sería necesaria para rellenar el conducto, aumentando de esta manera las tensiones de contracción inducidas por este material. Como es sabido el factor C del canal radicular es mucho mayor que el encontrado en las restauraciones intracoronaes (inferior o igual a 200), dando como resultado que la tensión de contracción supere la resistencia de la interfaz adhesiva¹⁰⁹ provocando la pérdida adhesiva del poste en el canal radicular. De la misma manera, tener un mayor grosor de material de cementación favorece la formación de burbujas lo que puede actuar como zonas iniciadoras de fracturas predisponiendo a la descementación del poste de fibra.

Si bien algunos autores defienden que un espesor de película de menor grosor proporciona mayores valores de resistencia a la unión, otros autores no observaron estos resultados.¹⁰⁹ Perdigão et col.¹¹⁵ y Pérez col.¹¹⁶ revelaron que diferentes espesores de cemento no influyeron en la fuerza de unión al cementar un poste. Incluso Hagge et col.¹¹⁷ encontraron en sus estudios que los valores más altos de resistencia adhesiva era cuando estaba presente una gruesa capa de cemento. Como los dientes en ese último estudio habían sido tratados endodónticamente utilizando un cemento endodóntico basado en eugenol, los autores especularon que la excesiva instrumentación del conducto radicular podría haber eliminado el eugenol del sustrato dentinario, reduciendo así la inhibición de la polimerización del adhesivo y el cemento. Cabe mencionar que en el presente estudio se utilizó un cemento endodóntico a base de resina Top Seal®, por lo cual no influiría en la polimerización de la resina SDR.

Es importante señalar que en el estudio se utilizó la resina SDR, una resina fluida, similar a los cementos de resina tradicionales y cuya presentación comercial es en base a una jeringa con puntas Compula®. Esto fue utilizado debido a que estudios realizados por Skupien y col. demostraron que la aplicación de cemento en el conducto radicular utilizando una jeringa podría reducir la presencia de espacios y/o burbujas aumentando la retención del poste en comparación con otras técnicas ¹¹⁰ .

Por otra parte no hay que olvidar la profundidad de polimerización alcanzada por la resina SDR (con la profundidad de curado proporcionada por el fabricante). Se indica que en la parte inferior de un espécimen de SDR de 5mm. de profundidad irradiado por luz durante 20 segundos (intensidad de luz 500-550 mW/cm²), ocurre un grado de conversión de aproximadamente el 50%,

pudiendo influir en una mejor polimerización , ya que la luz penetra al interior del conducto radicular hasta el tercio apical.

Al considerar otros estudios en donde se presentaba la influencia del nivel de espacio para el poste en la resistencia adhesiva "push-out", se vio que en el tercio coronal se encontraron las condiciones más favorables para ofrecer la retención de los postes. Esta observación está en línea con los resultados de varias investigaciones anteriores y podría estar relacionada a que en la región apical se tiene un difícil acceso, a los cambios en la orientación de los túbulos dentinarios a lo largo del conducto, así como a la atenuación de la luz de coronal hacia apical^{1,4,28,29}. Aunque no se debe desestimar la gran variabilidad en la morfología de la raíz, como es el caso de los premolares, los cuales al tener conductos más elípticos, la zona cervical presentaría el mayor diámetro del conducto, por lo que se podría pensar que en esta zona el conducto esta mas ensanchado que en el resto de la raíz. De esta manera en la zona apical el poste se encontraría más adaptado a las paredes dentinarias, lo cual ayudado de un menor espesor de cemento junto con la fricción con las paredes daría como resultado los mayores valores de resistencia adhesiva en la zona media y apical expuestos en el estudio.

Por otro lado, algunos estudios demostraron que los postes rebasados promueven una mejor adaptación a las paredes del conducto radicular, promoviendo un mejor contacto entre cemento-dentina-poste y en consecuencia, una mayor resistencia de esta unión^{110,118}. A pesar de lo anteriormente expuesto y debiendo ser confirmado por estudios posteriores, y que no fue objetivo de este estudio comparar con otro cemento de similar polimerización, la polimerización alcanzada por las SDR sería óptima al interior del conducto radicular, en donde al cementar un poste adaptado, el aumento

del grosor del cemento en estos casos podría ser un factor aún más relevante en contra de la resistencia adhesiva.

Además hay que destacar que a pesar que no fue un objetivo central del estudio el análisis de las fallas entre diente-cemento-poste, se observó que la falla AP fue más prevalente en el grupo D2 y D4 y la falla M en el grupo D6. Sin embargo no se puede realizar ningún tipo de conclusión y se sugiere profundizar más en este aspecto como por ejemplo observar bajo microscopia electrónica de barrido.

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

A pesar de las limitaciones del presente estudio y necesariamente investigar comparándolo con un cemento de resina tradicional, la resina BKF SDR podría ser una opción de material para poder realizar la cementación de postes de fibra, sin embargo en conductos ensanchados podría ser usado con precaución especialmente en conductos muy amplios, debido a que pueden perder la capacidad de adhesión por el aumento del grosor del cemento. A pesar de esto es necesario realizar otro tipo de estudios para poder confirmar estas aseveraciones y en especial estudios clínicos, lo cual hasta ahora no hay evidencia científica con respecto a ello.

9. CONCLUSIÓN

Existe diferencia estadísticamente significativa solo entre los grupos D2 y D6 con un menor valor de resistencia adhesiva para el grupo D6 en la cementación de postes de fibra cementados con resina SDR.

10.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 las 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.

11. BIBLIOGRAFÍA

1. 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.
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, 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.

7. Bitter K, Perdigão J, Exner M, Neumann K, Kielbassa A, Sterzenbach G. Reliability of fiber post bonding to root canal dentin after simulated clinical function in vitro. *Oper Dent.* 2012 Jul-Aug;37(4):397-405.
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, 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.
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. 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.
13. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent.* 2013 Nov-Dec;38(6):618-25.

14. 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.
15. 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.
16. 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.
17. Juloski J, Goracci C, Radovic I, Chieffi N, Vichi A, Vulicevic ZR, et al. Post-retentive ability of new flowable resin composites. *Am J Dent.* 2013 Dec;26(6):324.
18. Mónica Alava Freire, Nancy Mena Córdova, Fernando Sandoval Vernimmen II. Evaluación de la interfase de adhesión-cohesión entre el poste de fibra de vidrio, cemento dual y dentina, previa irrigación con 2 sustancias desinfectantes.
19. 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
20. 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

21. 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.
22. 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
23. 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. 2011 Jun;39(6):422-9
24. 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
25. Soares C, Pereira J, Valdivia A, Novais V, Meneses M. Influence of resin cement and post configuration on bond strength to root dentine.
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. 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
28. Carlos Carrillo S., MSD*. Dentina y adhesivos dentinarios. Conceptos actuales. Revista ADM. Vol. LXIII, No. 2 Marzo-Abril 2006 pp 45-51.

29. Nakabayashi N, Pashley DH. Hybridization of dental hard tissues.
30. Gartner L, Hiatt J. Histología texto y atlas.
31. Fernando R. Rincón Zambrano, Defrén G. Camejo Aguilar. Efectividad de los adhesivos de autograbado sobre el esmalte dental. Estado Actual.
32. Gomez de Ferraris M^a. Histologia y embriología bucodental.
33. Breschi L, Mazzoni A, Ferrari M. Fiber post and endodontically treated teeth: a compendium of scientific and clinical perspectives.
34. 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.
35. 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.
36. 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.
37. Jan De Muncka, Anne-Katrin Luehrsa, André Poitevina, Annelies Van Endea, Bart Van Meerbeeka. Fracture toughness versus micro-tensile bond strength testing of adhesive–dentin interfaces

38. Alexandra Mena-Serrano, Carlos Kose, Eloisa Andrade de Paula, DDS, Lidiayileng Tay, Alessandra Reis, Alessandro D. Loguercio, Jorge Perdigao. A New Universal Simplified Adhesive: 6-Month Clinical Evaluation.
39. 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.
40. 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.
41. Perdigao J, Gerardeli S, Hodges JS. Total-etch versus self-etch adhesives: effect on postoperative sensitivity. *Journal of the American Dental Association* 2003;134:1621–9.
42. 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.
43. Sümer E, Deger Y. Contemporary Permanent Luting Agents Used in Dentistry: A Literature Review. 2011;1:26-31
44. Malhotra N, Mala K, Acharya S. Resin-based composite as a direct esthetic restorative material. *Compend Contin Educ Dent* 2011; 32(5): 14-23.
45. Malhotra N, Kundabala M, Shashirashmi A. Strategies to overcome polymerization shrinkage-materials and techniques. A review. *Dent Update* 2010; 37(2): 115-118.

46. 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.
47. 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.
48. 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.
49. 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
50. 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.
51. Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MC. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent* 1992; 20(3): 183-188.
52. 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.

53. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. Dent Mater 2011; 27(4): 348-355.
54. 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.
55. Loguercio AD, Reis A, Ballester RY. Polymerization shrinkage: effects of constraint and filling technique in composite restorations. Dent Mater 2004; 20(3): 236-243.
56. 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.
57. http://www.surefilcdrflow.com/sites/default/files/SureFil_Technical_Manual.pdf
58. 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--.
59. http://www.voco.com/southam/product/xtra_base/GI_xtra_base_22spr_0811.pdf

60. Heraeus. Venus Bulk Fill, Heraeus. [Internet]. [Consultado 2014 Mar 10]. Disponible en: http://venusbulkfill.com/media/webmedia_local/media/pdfs/VenusBulkFillDFU_English.pdf.
61. Burgess J, Cakir D. Comparative properties of lowshrinkage composite resins. *Compend Contin Educ Dent* 2010; 31(2): 10-15.
62. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997; 105(2): 97-116.
63. 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.
64. Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig* 2009; 13(4): 427- 438.
65. 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.
66. 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.
67. 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.

68. 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.
69. Kovarik RE, Ergle JW. Fracture toughness of posterior composite resins fabricated by incremental layering. *J Prosthet Dent* 1993; 69(6): 557-560.
70. 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.
71. Geurtsen W. Biocompatibility of resin-modified filling materials. *Crit Rev Oral Biol Med* 2000; 11(3): 333-355.
72. International Organization for Standardization. ISO 4049:2009 Dentistry-Polymer-based restorative materials. Ginebra: ISO; 2009.
73. 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..
74. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dent Mater* 2014; 30(2): 149-154.
75. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater* 2005; 21(1): 36-42.

76. Ferracane JL. Buonocore Lecture. Placing dental composites-a stressful experience. *Oper Dent* 2008; 33(3): 247-257.
77. Anusavice K. Phillips' science of dental materials. 11 ed. St. Louis: Saunders; 2003.
78. 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.
79. 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.
80. 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.
81. 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.
82. 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.

83. 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.
84. 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
85. 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.
86. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental materials restorations. *J Dent* 1999;27:89–99.
87. 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.
88. ISO. Guidance on testing of adhesion to tooth structure. International Organization for Standardization. TR 11405, 1–14. Geneva (Switzerland): 1994.
89. Morley F, Stockwell PB. A simple thermal cycling device for testing dental materials. *J Dent* 1977;4:39–41.
90. Kidd EA, Harrington E, Grieve AR. The cavity sealing ability of composite restorations subjected to thermal stress. *J Oral Rehabil* 1978;5:279–86.

91. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater* 2002;18:189–96.
92. 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.
93. 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.
94. 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.
95. Bedran De Castro AK, Pereira PN, Pimenta LA, Thompson JY. Effect of thermal and mechanical load cycling on nanoleakage of Class II restorations. *J Adhes Dent* 2004;6:221–6.
96. Peterson EAD, Phillips RW, Swartz ML. A comparison of the physical properties of four restorative resins. *J Am Dent Assoc* 1966;73:1324–36.
97. 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.
98. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 1992;67:325–7.

99. 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.
100. Aguilar 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.
101. Inoue S, Koshiro K, Yoshida Y, et al. Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res* 2005;84:1160–4.
102. 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.
103. Causton BE, Braden M, Brown D, et al. Dental materials: 1981 literature review. Part 1. *J Dent* 1984;12:1–28.
104. Hossomando KJ, Wendt SL Jr. Thermocycling and dwell time in micro-leakage evaluation for bonded restorations. *Dent Mater* 1995;11:47–51.
105. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of load cycling on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater* 2002;18:111–9.
106. Jefferson Ricardo Pereira, AccácioLins 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.

107. 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.
108. 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.
109. Penelas AG, Piedade VM, Borges AC, Poskus LT, da Silva EM, Guimarães JG. Can cement film thickness influence bond strength and fracture resistance of fiber reinforced composite posts?. Clin Oral Investig. 2015 Aug 29.
110. **Duret B.**; Reynaud M.; **Duret F.** Un nouveau concept de reconstitution corono-radulaire: le Composipost.**Chir Dent. 1990. Nov 22 Fr.** 60(540):131-41
111. 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. Epub 2015 Jun 16.
112. D'Arcangelo C, De Angelis F, Vadini M, Zazzeroni S, Ciampoli C, D'Amario M. In vitro fracture resistance and deflection of pulpless teeth restored with fiber posts and prepared for veneers.J Endod. 2008 Jul;34(7):838-41.

113. Schmage P, Pfeiffer P, Pinto E, Platzer U, Nergiz I. Influence of oversized dowel space preparation on the bond strengths of FRC posts. *Oper Dent.* 2009 Jan-Feb;34(1):93-101
114. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LV. Influence of cement thickness on the bond strength of tooth-colored posts to root dentin after thermal cycling. *Acta Odontol Scand.* 2013 Jan;71(1):175-82
115. Perdigão J, Gomes G, Augusto V. The effect of dowel space on the bond strengths of fiber posts. *J Prosthodont.* 2007 May-Jun;16(3):154-64.
116. Perez BE, Barbosa SH, Melo RM, Zamboni SC, Ozcan M, Valandro LF, Bottino MA. Does the thickness of the resin cement affect the bond strength of a fiber post to the root dentin?. *Int J Prosthodont.* 2006 Nov-Dec;19(6):606-9.
117. Hagge MS, Wong RD, Lindemuth JS. Effect of dowel space preparation and composite cement thickness on retention of a prefabricated dowel. *J Prosthodont.* 2002 Mar;11(1):19-24.
118. Clavijo VG, Reis JM, Kabbach W, Silva AL, Oliveira Junior OB, Andrade MF. Fracture strength of flared bovine roots restored with different intraradicular posts. *J Appl Oral Sci.* 2009 Nov-Dec;17(6):574-8.