

UNIVERSIDAD ANDRÉS BELLO

Facultad de Odontología

ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DEL ESPESOR Y HOMOGENEIDAD DE LA CAPA DE CEMENTACIÓN EN CARILLAS INDIRECTAS, REALIZADO CON UNA RESINA FLUIDA Y UN CEMENTO DE RESINA FOTODEPENDIENTE.

Tesis de pregrado para optar al título de Cirujano dentista.

Autores:

Carolina Isabel Manríquez Sepúlveda, Francisca Javiera Tranamil Valdés.

Profesor tutor: Dr. Pablo Vargas Bignotti.

Santiago de Chile, 2017.

DEDICATORIA

Dedico de todo corazón este trabajo a mis padres Héctor y Manola, cuyo infinito amor me ha guiado por todo estos caminos con sabiduría y serenidad. Juntos empezamos este proceso y juntos lo terminaremos. Los amo.

Carolina Manríquez Sepúlveda

A mis padres Carmen Gloria y Ernesto, por su apoyo incondicional durante todo este proceso, por abrazarme en los momentos más duros a lo largo de mi carrera, por secar mis lágrimas cuando la frustración caía sobre mí, por enfocarme cuando la diversión quizo ser más importante que el deber. Gracias por enseñarme que con paciencia, dedicación y perseverancia todo se puede conseguir. Todo esto es para ustedes.

A mi hermano Felipe, que desde la distancia siempre estuvo pendiente de mí, de mis avances y siempre me apoyo en esto.

A mi amado José Cristobal quien a lo largo de mi vida personal y académica siempre ha sido un pilar fundamental apoyándome en todo, como pareja, amigo y paciente, gracias por creer en mí y por tanta paciencia y amor a lo largo de todos estos años, sin ti nada de esto hubiese ocurrido.

A mi hijo Cristóbal, que desde el día en que nació ha sido el motor de mi vida, el empuje y la garra para luchar por concretar mis proyectos, eres la luz de mi alma y el aliento que siempre he necesitado para seguir persiguiendo mis metas, este logro es por ti y para ti, te amo.

A Carolina, mi compañera de tesis. Te portaste un siete. Gracias por el aguante y apoyo en este proyecto, eres seca, tu compañerismo y amistad fueron un apoyo fundamental y una grata compañía en la recta final de nuestra carrera.

Finalmente, a mis amigas y hermanas del alma Sigrid, Tati y Meme, gracias por siempre acompañarme, por entregarme tantos momentos gratos, alegres y divertidos durante la universidad y en la vida misma, son lo máximo.

Francisca Tranamil Valdés

AGRADECIMIENTOS

A nuestro tutor Dr. Pablo Vargas Bignotti. Agradecemos profundamente su tiempo, paciencia y disposición. No podemos dejar de mencionar su buen humor, el que hizo grato todo este proceso.

Carolina Manríquez Sepúlveda

Francisca Tranamil Valdés

TABLA DE CONTENIDOS

ÍNDICE DE TABLAS Y FIGURAS.....4

RESUMEN.....5

INTRODUCCIÓN.....6

MARCO TEORICO.....8

MATERIALES Y MÉTODOS.....17

RESULTADOS.....20

DISCUSIÓN.....24

CONCLUSIÓN 27

BIBLIOGRAFÍA.....28

ANEXO 1.....31

ÍNDICE DE TABLAS Y FIGURAS

Tablas

Tabla 1: Medidas de resumen para el grosor de la capa de cementación……. 19

Tabla 2: Proporción de homogeneidad según grupo …… 21

Figuras

Figura 1: Vista microscopio óptico de muestras cementadas…… 18

Figura 2: Distribución de grosor en tercio incisal ……... 21

Figura 3: Distribución de grosor en tercio medio..……...21

Figura 4: Distribución de grosor en tercio cervical …..……... 22

Figura 5: Gráfico de espesor promedio ……22

RESUMEN

Objetivo: Comparar el grosor y homogeneidad de la capa de cementación entre un cemento de resina fotodependiente y una resina fluida.

Materiales y métodos: Para la obtención de la muestra se talló la preparación en un diente de marfilina, el cual fue escaneado y luego replicado 92 veces en un polímero ABS. La muestra se dividió en 2 grupos con 46 muestras cada uno. Se realizó la cementación de las carillas con resina fluida Tetric N Flow en el grupo G1, y con cemento de resina fotodependiente Variolink Esthetic en el grupo G2. Cada muestra fue previamente lavada con alcohol de 70°, luego secada y se aplicó una capa de adhesivo Tetric N Bond. Se utilizó presión digital para lograr el asentamiento final de las carillas. Finalmente se realizó un corte medial y uno paramedial para obtener muestras de 2 mm aproximadamente, las cuales se observaron y midieron en un microscopio óptico.

Resultados: El promedio de grosor para Tetric N Flow fue de 119µm en incisal, 113µm en medio y 107µm en cervical. Para Variolink Esthetic el promedio fue de 117µm, 112µm y 110µm en incisal, medio y cervical respectivamente. La homogeneidad fue de un 93.3% para G1 y 91.3% para G2

Conclusión: No existe diferencia significativa en el grosor y homogeneidad de la capa de cementación realizado con resina fluida y con cemento de resina fotodependiente.

Palabras clave: Resina Fluida, Cementación, Polimerización, Carillas Indirectas.

INTRODUCCIÓN

Con el fin de satisfacer las nuevas demandas estéticas en el área de la odontología, se han creado numerosos materiales dentales con ventajas variables en relación a sus propiedades y resultados estéticos dependiendo del daño sufrido por el diente y la pérdida de sustrato a restablecer, estas alternativas pueden ser restauraciones directas o indirectas. Estas últimas son escogidas para dientes con mayor daño en la estructura dentaria o cuando el acceso y/o confección de una restauración directa se ve dificultada. Específicamente en el sector anterior se ha potenciado la relevancia en el desarrollo de nuevas técnicas que promuevan el resultado estético con una técnica mínimamente invasiva, es por ello que uno de los procedimientos rehabilitadores que ha incrementado su trascendencia son las carillas indirectas. Éstas tienen como objetivo devolver anatomía, funcionalidad y, sobre todo, estética con un desgaste mínimo del diente a tratar [1, 2].

Una gran ventaja de las restauraciones indirectas es la alta estética que se puede lograr, ya que al trabajar con una réplica de la situación dental del paciente se puede dar una mejor anatomía, puntos de contacto y contornos [2, 3]. Sumado a esto, los materiales usados en restauraciones indirectas poseen mejor resistencia a la abrasión, mayor resistencia a la fractura y, en los materiales en base a resina, disminución de la contracción de polimerización [4]. Si bien las ventajas son numerosas, la gran problemática de este tipo de restauraciones es la adhesión del diente con la restauración indirecta. Dicha problemática se ha logrado resolver con la elección adecuada de un material cementante que logre sellar la interfaz entre ambas superficies, que permanezca estable en el tiempo y que no interfiera en las propiedades estéticas esperadas, evitando además posibles alteraciones en el tiempo que pudieses resultar en el fracaso de algunos de los requisitos ya mencionados [3, 4, 5].

Los cementos de resina tienen la capacidad de unión tanto al sustrato dentario como a la restauración. Por su composición y comportamiento reducen la microfiltración en la interfaz diente-restauración, sensibilidad postoperatoria,

tinción marginal, caries secundaria y dan mejores resultados estéticos en comparación con otros cementos, como los de vidrio ionómero y fosfato de zinc [5, 6, 7]. En búsqueda de materiales que cumplan estas exigencias se han fabricado cementos que cumplan con las características ideales. Es por ello que se comercializan cementos con indicaciones específicas para carillas, los cuales han eliminado la integración de aminas terciarias aromáticas para su polimerización. Este componente, masivamente usado en materiales de autocurado y de curado dual, actúa sobre el iniciador permitiendo la producción de radicales libres que reaccionan con el monómero. De esta manera se asegura la polimerización completa del material sin necesidad de aplicar luz en cementos de autocurado y curado dual no fotodependientes, lo que es beneficioso en rehabilitaciones en donde la penetración lumínica se ve afectada [1, 5]. Sin embargo, esta reacción trae como desventaja la inestabilidad de color. El cambio de coloración se debe a una incompleta polimerización, inclusive si el material fue utilizado bajo condiciones óptimas, ya que es inherente a la reacción. Además, hay producción de subproductos como consecuencia de esta reacción de óxido-reducción, los que son inestables en el tiempo por lo que su oxidación tardía produce la variación de color indeseada en restauraciones de alta estética [8, 9].

Debido a la gran variedad de cementos ofrecidos en el mercado y al aumento de la demanda de este tipo de procedimientos, es de relevancia conocer las alternativas, cualidades de estas y real comportamiento en cuanto a unión con el diente. Esto ya que el éxito del tratamiento dependerá del uso de un material adhesivo que cumpla con las expectativas del tratamiento.

Según lo descrito y al tener ambos materiales características similares en su composición, proponemos que las resinas fluidas son útiles para utilizarlas como agente cementante en restauraciones indirectas anteriores y que no debiesen tener diferencias significativas en cuanto a grosor y homogeneidad in vitro con respecto a un cemento de resina fotodependiente con indicación específica para carillas.

MARCO TEORICO

Los dientes anteriores cumplen una importante función en la masticación, la fonación y la estética dentro del sistema estomatognático, sin embargo, algunas de sus funciones se pueden ver afectadas debido a la destrucción o desgaste (parcial o total) producido a lo largo del tiempo. Estas afecciones pueden ser producto de lesiones cariosas, lesiones no cariosas (abfracción, erosión, abrasión), tinciones intrínsecas o extrínsecas, traumatismos dentoalveolares, alteraciones de tamaño y forma [10, 11].

En búsqueda de soluciones a los problemas anteriormente nombrados la odontología restauradora ha tenido como objetivo rehabilitar las estructuras dentales alteradas con materiales que permitan restablecer la anatomía, función y estética de la pieza dentaria, así como la integridad fisiológica del diente en relación armónica con la estructura dental remanente y el resto de los elementos que componen el sistema estomatognático [1, 5, 11].

Históricamente se ha utilizado una amplia variedad de biomateriales, cada uno de ellos con características propias para los diferentes tipos de situaciones clínicas a solucionar. Hoy la odontología restauradora utiliza ampliamente las resinas compuestas, ya sea como materiales restauradores directos o indirectos y además como medio cementante. Ellas intentan imitar la textura, el color e intentan dar la máxima naturalidad posible a las restauraciones, requisito indispensable en la actualidad por la alta demanda de estética que los usuarios requieren al momento de rehabilitase tanto el sector anterior como posterior de la cavidad bucal.

Las resinas compuestas contienen como eje principal tres componentes: una matriz orgánica de alto peso molecular, un relleno inorgánico y una agente que actúa como acoplante entre el componente orgánico e inorgánico.

La matriz orgánica consta de un monómero bifuncional, que puede ser el BIS-GMA y el DMU (dimetacrilato de uretano). Los monómeros bifuncionales al ser demasiado viscosos a temperatura ambiente dificultan su manipulación y para

compensar esto se añade TEGDMA (Trietilenglicol dimetacrilato), el cual también es un monómero bifuncional pero de mucha menor viscosidad, lo cual ayuda a obtener un material más maleable y manejable clínicamente.

El relleno inorgánico corresponde a partículas derivadas del cuarzo, las cuales como acción principal disminuyen la contracción de polimerización y otorgan propiedades mecánicas a la resina ya que disminuyen la proporción de matriz orgánica.

Por otro lado, ambas fases presentan la dificultad de no ser compatibles entre sí, por lo cual para lograr su adecuado enlace se utiliza vinil silano, el que permitirá la unión entre el componente orgánico e inorgánico y la conservación de las propiedades de la resina [12, 13].

Además a las resinas compuestas activadas físicamente por luz se les agregan sustancias derivadas de fenoles para impedir su polimerización espontánea y a las de autocurado se les agregan estabilizadores de color [9, 12].

Para que las resinas puedan endurecer se necesita de una reacción de polimerización. Dicho evento ocurre mediante una reacción química en la cual los monómeros se transformaran a polímeros. Para que este suceso ocurra la reacción química debe tener un agente iniciador, el cual será activado a través de medios químicos o físicos, y dentro de los sistemas físicos se encuentran el calor y la luz a determinada longitud de onda, siendo este último es el más ampliamente utilizado.

Según el medio de polimerización o activación de las resinas compuestas los podemos clasificar en:

- **Autopolimerización:** en este sistema las resinas se presentan en dos pastas, en una de las cuales está presente el agente activador (una amina terciaria) y en la otra el iniciador (peróxido orgánico), los cuales al mezclarlos desencadenan la polimerización.

Un inconveniente no menor es la inestabilidad de color que presentan debido a la oxidación de la amina terciaria en el tiempo. Otras desventajas son la mezcla

manual, lo cual incorpora oxígeno y por ende permite la aparición de burbujas generando una superficie porosa luego del pulido y una inhibición en la polimerización en los sectores donde esto suceda. Además otorgan un tiempo de trabajo limitado [8, 9].

- **Fotopolimerización:** la polimerización se activa cuando las resinas compuestas son expuestas a un haz de luz de 400 a 500 nm, la cual actúa sobre un fotoiniciador (canforquinona). Como ventaja presenta un tiempo de trabajo útil prolongado hasta la exposición con la fuente lumínica. Por otro lado, la desventaja de esa activación se basa en que si la cantidad de luz aplicada es insuficiente la polimerización ocurrirá de manera parcial o simplemente no ocurrirá [13, 14].
- **Polimerización Dual:** polimerizan a través de los 2 sistemas analizados anteriormente.
- **Termopolimerización:** Activación mediante calor. Este sistema de activación de polimerización por calor se utiliza en restauraciones de tipo indirectas confeccionadas por un laboratorio. Al polimerizar por este sistema la restauración adquiere mejores propiedades mecánicas y mayor resistencia al desgaste [14, 15].

Según su consistencia en:

- Convencionales.
- Condensables o empacables.
- Fluidas.

Como características deseables en una resina compuesta se destacan la resistencia al desgaste, lisura superficial, bajo coeficiente de expansión térmica, baja sorción acuosa, resistencia a la fractura, compresión y tracción, módulo de elasticidad similar al diente, radiopacidad, estabilidad de color y baja contracción de polimerización. Algunas de las propiedades antes mencionadas se verán favorecidas o mejoradas, ya sea, por el tamaño y forma de la partícula, la

cantidad de relleno orgánico o inorgánico, la localización de la restauración en la arcada y las relaciones de contactos oclusales de la restauración [3, 12].

Dentro de las características importantes de mejorar en resinas compuestas está la contracción de polimerización, para lo cual fueron creadas resinas indirectas, las que disminuyen la tensión de contracción inherente en este proceso [16].

La contracción de polimerización corresponde a una tensión producida entre la interfase diente restauración, lo cual produce una brecha marginal que puede afectar en la longevidad de la restauración produciendo microfiltración e invasión, caries secundaria o sensibilidad postoperatoria [15, 17].

Otro aspecto influyente es el factor de configuración (factor C) el cual se relaciona con el diseño (forma) de la preparación dentaria, lo cual tiene un rol importante en la contracción de polimerización que se induce en la interface adhesiva, en donde a mayor cantidad de superficies libres no adheridas en una preparación, mayor será la capacidad de fluir del material en la fase pro-gel y por ende la contracción será menor. Para efectos de esta investigación el factor C será 1 por la configuración cavitaria de una preparación para carilla indirecta [16, 17, 18].

Las carillas, fueron introducidas en la odontología en la década de 1930, logrando obtener confianza a fines de la década de 1980 debido a que en este momento la posibilidad de la cementación adhesiva ya estaba presente.

La preparación dentaria para las carillas ha sido un tema controversial por la discusión de preparar o no preparar la superficie dentaria. Hoy en día se establece que no existe un diseño de preparación cavitaria determinado, si no que el tallar o no, la profundidad y extensión de la carilla va a estar dada por la necesidad restauradora de cada situación en particular [1, 3, 5, 7].

Indicaciones de carillas indirectas en dientes anteriores [19, 20]:

- Obturaciones extensas deficientes.
- Obturaciones pigmentadas.
- Pigmentaciones endógenas.

- Hipoplasias.
- Manchas adamantinas.
- Pigmentaciones exógenas.
- Anomalías de forma y tamaño.
- Mal posición.
- Fractura o caries extensa.

Por otra parte, la cementación de restauraciones indirectas es uno de los pasos más importantes a la hora de lograr una adecuada retención, resistencia y sellado de la interfase entre el material restaurador y el diente. De esto depende la longevidad de la restauración en condiciones óptimas dentro de la cavidad oral. Con la cementación adhesiva se han logrado obtener los objetivos descritos de manera más eficaz que con otros cementos, de hecho, es el único tipo de cemento que se puede emplear para restauraciones con escasa retención por fricción dada su elevada fuerza de unión [6, 20].

Considerando de antemano que el cemento ideal no existe, es que los distintos tipos de cementos deben ser comprendidos con el fin de seleccionar el más adecuado para cada material de restauración y situación clínica.

Las características deseables de los cementos dentales son [21, 22, 23]:

- Biocompatible.
- Tiempo de trabajo adecuado.
- Fácil manipulación.
- Baja viscosidad para permitir el correcto asentamiento de la restauración.
- Baja solubilidad en el medio oral.
- Delgada línea de cementación.
- Resistencia mecánica y a la abrasión.
- Estética.
- Radiopacidad.
- Adhesión al diente y a la restauración.
- Bajo costo.

Para la cementación de restauraciones indirectas estéticas está indicado el uso de cementos adhesivos (de resina fotopolimerizables en el caso de las carillas indirectas) ya que presentan variadas propiedades estéticas por sobre los agentes de cementación convencional [22].

Los cementos adhesivos se pueden clasificar en [22, 25, 26]:

1. Cementos de vidrio ionómero:
    - Cementos de vidrio ionómero (CIV).
    - Cementos de vidrio ionómero modificado con resina.

2. Cementos de resinas o poliméricos: son los que aportan una adecuada adhesión por mecanismo de retención micromecánica en esmalte y por hibridación en dentina. Es el sistema de adhesión más fuerte y eficaz.
    - Cementos de resina adhesiva sin relleno.
    - Cementos de composite.
      - AUTOGRABANTES
      - NO AUTOGRABANTES
    - Compómeros (resina modificado con VI).

Ahondando en los cementos de resina o poliméricos, estos presentan una composición bastante similar a la de las resinas utilizadas para obturaciones, variando la proporción de sus componentes para obtener mayor fluidez.

A su vez, el mecanismo de polimerización de estos agentes cementantes se puede realizar mediante:

- Fotopolimerización.
- Autopolimerización.
- Polimerización dual.

Los cementos resinosos de activación por fotopolimerización son los más adecuados para la cementación de restauraciones indirectas estéticas en dientes anteriores e inlays (en situaciones en las que el grosor del material y su opacidad no interfieren en la capacidad de la luz de polimerizar el cemento) debido a que

presentan una característica mejor, la estabilidad de color, la cual se alcanzó eliminando las aminas terciarias como componente en estos cementos. Además, entregan un mayor tiempo de trabajo permitiendo un mejor asentamiento de la restauración y polimerización según la necesidad del clínico. Sin embargo, una incorrecta polimerización podría alterar las propiedades de estos cementos [25, 26].

A pesar de que la técnica de cementación adhesiva presenta una alta sensibilidad y requiere de una gran destreza por parte del operador, el adecuado protocolo clínico favorece el principio restaurador de "máxima conservación y preservación de las estructuras dentarias naturales" [22].

Por otro lado, en búsqueda de nuevas alternativas de cementación de restauraciones indirectas se ha propuesto el uso de las resinas fluidas como agente cementante, ya que presentan estabilidad de color en el tiempo (al igual que los cementos de resina de fotopolimerización), consistencia fluida y variadas opciones de colores para distintas situaciones clínicas [28].

Las resinas fluidas (flow) se crearon bajo la premisa de sus propiedades de manipulación y casi no se consideraron los criterios clínicos, por ende sus limitaciones no se conocían. Estas resinas presentan baja viscosidad debido a que presentan una menor cantidad de relleno y con un tamaño de partículas similar al de las resinas compuestas híbridas.

El porcentaje de volumen que ocupan las partículas de relleno es entre 30% a 50%, permitiéndole una serie de ventajas como son alcanzar espesores de capa mínimos, lo que previene el atrapamiento de burbujas de aire, mayor fluidez en pequeños socavados, alta capacidad de humectación de la superficie dental (asegura la penetración en todas las irregularidades), mejor adaptación, fácil manipulación y una gran elasticidad debido a su bajo módulo de elasticidad (3,6 - 7,6 GPa) lo cual se ha demostrado que provee una capa elástica entre la dentina y el material restaurador que puede absorber la contracción de polimerización. Además, son de fácil pulido y poseen una baja resistencia al desgaste.

Su composición consta de un monómero como matriz orgánica (BIS-GMA, DMU o TEGDMA), una fase inorgánica y un agente unión o acople. El polímero de dimetacrilato, TEGDMA, modifica la reología del material y entrega las características de manipulación, lo que permite que el material fluya ante presión, manteniendo su forma y ubicación hasta la fotopolimerización [13].

Dentro de las indicaciones de las Resinas Fluidas tenemos [12]:

- Sellantes de puntos y fisuras.
- Restauraciones de tipo preventivas clase I, II, III, IV.
- Restauraciones clase V.
- Ferulizaciones.
- Reparación de amalgamas, composites y porcelana.
- Cementación de carillas y porcelanas.
- Liners o forro cavitario.

A pesar de su amplia gama de utilidades, las resinas fluidas presentan algunas limitaciones o desventajas debido a que presentan valores de resistencia a la compresión menor que las resinas compuestas convencionales, por ende su uso no está indicado en zonas que presenten una alta carga masticatoria.

Respecto de la filtración marginal de una restauración con resina fluida comparada con una resina compuesta convencional, ambas han demostrado tener una adaptación correcta a las paredes y márgenes de las cavidades restauradas [27, 28].

Las resinas fluidas experimentan una contracción volumétrica durante la fotopolimerización al igual que las resinas compuestas convencionales, sin embargo, dicha contracción es mayor en la resina fluida debido a su poca cantidad de relleno inorgánico. A pesar de esto el bajo módulo de elasticidad (rigidez de un material) de las resinas fluidas contrarresta dicha contracción ya que permite que la resina se contraiga con poca fuerza y así el estrés de polimerización disminuye, logrando una menor interfase en el momento de ser ocupado como un material cementante o restaurador [28, 29].

Una propiedad importante de analizar y que es el objetivo principal de este estudio comparativo entre un cemento de resina fotodependiente y una resina fluida, es el grosor y homogeneidad de la línea de cementación, un punto clave en el éxito de las restauraciones.

La línea de cementación se ve afectada directamente por la contracción de polimerización y el coeficiente de expansión térmica distinto al diente, produciendo un aumento de la interfase diente-restauración, lo cual será responsable de la posible microfiltración marginal de la restauración y por ende de la posibilidad de presentar caries recidivantes, sensibilidad y tinciones y el posterior fracaso de la restauración. La magnitud de la interfase depende de varios factores, como la habilidad del odontólogo y laboratorista, terminación cervical de la preparación, técnica y material de impresión y la inserción exitosa de la restauración en el remanente dentario [(28)]. De acuerdo a lo propuesto por Pascal Magne y Urs la línea de cementación para un cemento de resina es de aproximadamente 125µm [(22)].

Mencionadas las características de los cementos de resina de fotopolimerización y de las resinas fluidas se puede observar que ambas presentan una serie de características similares, por lo cual surge la necesidad de comparar estos materiales como agentes cementantes de restauraciones indirectas y observar tanto su homogeneidad como el comportamiento de cada uno al momento de fluir y establecer la línea de cementación.

MATERIALES Y MÉTODOS

Estudio experimental, comparativo, in vitro. Para comparar las cualidades de cada material cementante se simuló la cementación de carillas indirectas en dientes de marfilina. Se decidió usar dientes de marfilina ya que las propiedades a evaluar son intrínsecas del material y no se evaluará su comportamiento sobre determinado sustrato. Se utilizaron 5 réplicas de un incisivo central superior derecho, en marfilina marca Kavo. No fueron incluidas réplicas que presentaran zona coronaria dañada (fractura, abrasión, etc) o que el tamaño de éstas difiriera a los parámetros biológicos. Tanto cemento, resina compuesta, resina fluida y adhesivo utilizado pertenecen a la marca Ivoclar Vivadent.

En la preparación cavitaria realizada en el diente de marfilina se siguió el protocolo de tallado para carillas definido por Pascal Magne y Urs Belser [26].

Para comenzar, se tallaron surcos guías en sentido cervico-incisal en las caras vestibulares con 1 mm de profundidad utilizando una fresa para marcado de carillas. La profundidad de los surcos se midió con una sonda carolina del norte. Luego se unieron los surcos guías en sentido mesio distal con una fresa troncocónica de extremo redondeado (0,16 mm) y se desgastó 2 mm del borde incisal obteniendo así preparaciones conservadoras para carillas en cinco dientes de marfilina. El pulido final se realizó con discos Soflex.

Se escogió la preparación que cumpliera con los criterios necesarios (reducción incisal de 2 mm y tener un espesor máximo de 1 mm). Esto se realizó para disminuir la distorsión ocasionada por el operador en el tallado manual. La preparación escogida fue escaneada con un scanner marca propia de la empresa FÁCIL3D obteniendo un archivo STL. Luego se replicaron las muestras con una impresora 3D Zortrax M200 (de la empresa FÁCIL3D) generando 92 copias de la preparación en un polímero (ABS) en alta resolución y cantidad de relleno. Sobre una de las reproducciones se confeccionaron 92 carillas indirectas con resina compuesta nanohíbrida de fotopolimerizado (IPS Empress direct).

Antes de comenzar con la cementación se limpió con alcohol al 70° la superficie de la carilla y del espécimen que entrarán en contacto con el cemento y adhesivo.

De las carillas confeccionadas, 46 fueron cementadas con resina fluida Tetric N Flow y las otras 46 con cemento para carillas fotodependiente Variolink Estethic. En ambas cementaciones se usó una capa de adhesivo Tetrik N Bond pincelado en el espécimen con un microbrush. Se aplicó aire con jeringa triple a 10 cm de distancia por 10 segundos para adelgazar la capa y volatilizar el solvente del adhesivo. Para el asentamiento de cada carilla en la preparación cavitaria se realizó presión digital con el dedo pulgar hasta conseguir el asentamiento final de la restauración. Los excesos de cemento que fluyeron una vez realizado el asentamiento final fueron removidos con un microbrush limpio para cada muestra y se procedió a polimerizar con lámpara de fotocurado Led Coltolux (Coltene). Cabe mencionar, que de ambos grupos de estudio, cada investigadora cementó 23 carillas con cada material.

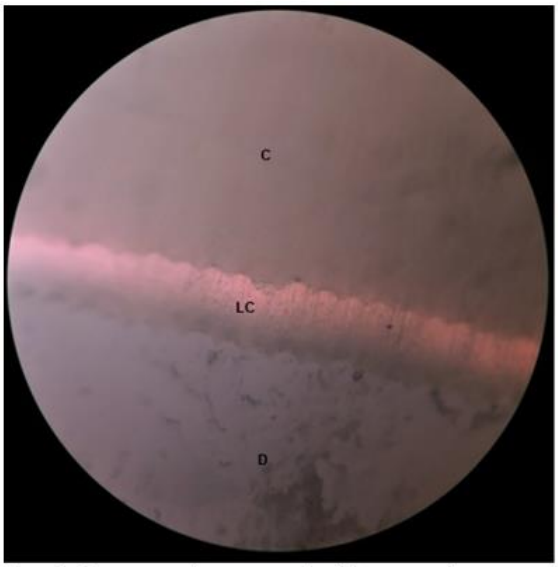

Figura 1. Vista de la capa de cementación en microscopio óptico con aumento 40X de muestras cementadas. D: Diente en polímero ABS; LC: Capa de cementación; C: Carilla indirecta de resina.

Una vez finalizado el proceso de cementación, se procedió a realizar un corte medial con un disco de diamante en sentido cervico-incisal en cada espécimen y luego un corte para medial, esto con el fin de adelgazar la muestra a 2 mm y así

permitir el paso de la luz del microscopio óptico (facilitado por el departamento de ciencias biológicas de la Universidad Andrés Bello). El microscopio poseía una reglilla ocular, la que fue calibrada con un micrómetro de platina para obtener las medidas exactas en milímetros de grosor de la capa. Finalmente se observó (Figura 1) y midió la capa de cementación en ambos grupos de estudio.

RESULTADOS

Se analizaron 46 muestras por grupo. Se obtuvo un valor medio de grosor de la capa de cementación medido en tercio incisal para Tetric N Flow o grupo 1 (G1) y Variolink Esthetic o grupo 2 (G2) de 119 µm y 117 µm respectivamente, con un grosor mínimo de 75 µm y máximo de 175 µm entre ambos grupos. En el tercio medio, la media para G1 fue de 113 µm y para G2 fue de 112 µm con un grosor mínimo de 75 µm y un máximo de 170 µm entre ambos grupos. En el tercio cervical la media para G1 fue 107 µm y 110 µm para G2 con un grosor mínimo de 75 µm y máximo de 150 µm entre ambos grupos (Tabla 1). La prueba de normalidad arrojó un valor <0.05 en G2, mientras que en G1 el valor fue >0.05, siendo ésta una distribución de valores no simétrica. Se utilizó la prueba U de Mann Whitney para el análisis estadístico, la que no arrojó diferencias significativas entre los distintos tercios ni entre los dos grupos en análisis (Figura 2, 3 y 4).

	Media	***Sd***	***Me***	***Min***	***Max***	***P-valor de la comparativa***
Incisal G1	119	18	115	90	175	0.904
Incisal G2	117	14	120	75	150	
Medio G1	113	14	110	75	170	0.841
Medio G2	112	11	110	85	150	
Cervical G1	107	15	110	75	150	0.331
Cervical G2	110	11	110	85	135	

Tabla 1. Medidas de resumen en micras para el grosor de la capa de cementación para G1 y G2 en los tres tercios analizados con su respectiva desviación estándar, mediana y valores de prueba de normalidad.

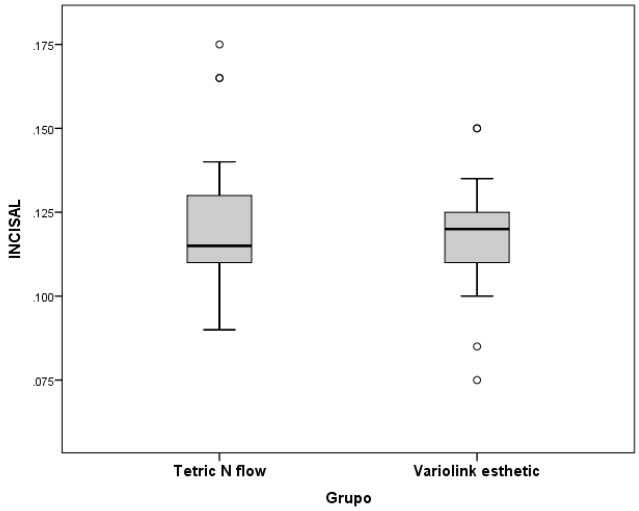

Figura 2. Distribución de grosor en tercio incisal de los grupos. Prueba U de Mann Whitney p – 0.904 para tercio incisal de Tetric N Flow y Variolink Esthetic. Distribución no simétrica para ambos grupos. Tetric N Flow presenta dos valores atípicos en grosor máximo. Variolink Esthetic presenta tres valores atípicos, dos en grosor mínimo y uno en grosor máximo. La mediana se observa más discrepante con respecto a la media de grosor en el primer grupo.

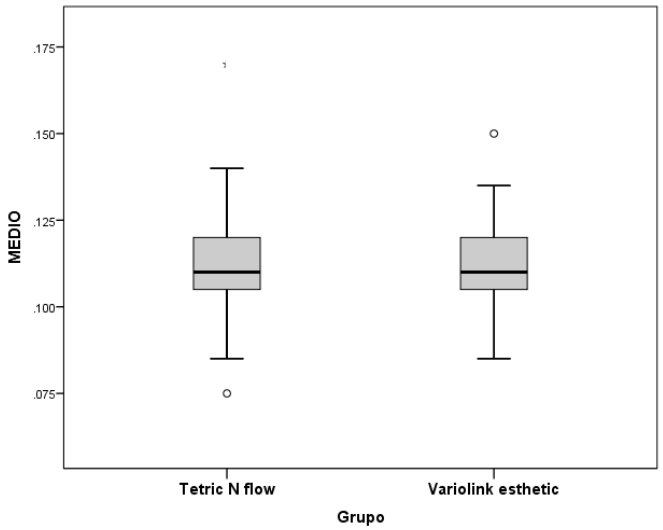

Figura 3. Distribución de grosor tercio medio de los grupos. Prueba U de Mann Whitney p – 0.841 para tercio medio de Tetric N Flow y Variolink Esthetic. Distribución no simétrica para ambos grupos. Tetric N Flow presenta un valor atípico en el grosor mínimo. Variolink Esthetic presenta un valor atípico en el grosor máximo. Ambos grupos presentan una mediana discrepante con respecto a la media de los valores de grosor, similares entre sí.

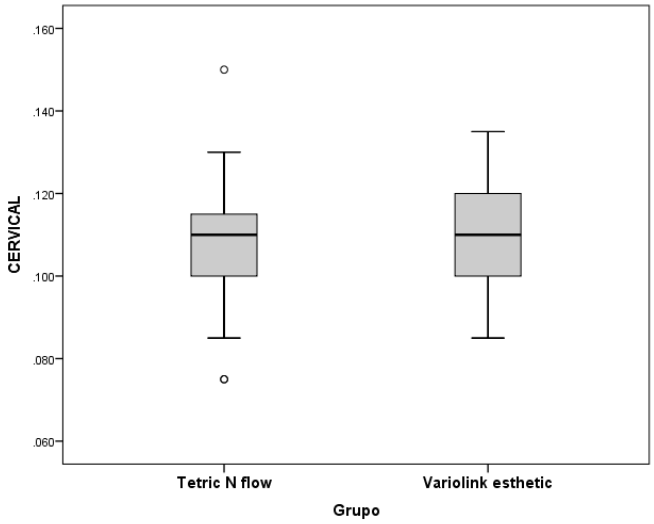

Figura 4. Distribución de grosor tercio cervical. Prueba U de Mann Whitney p – 0.331 para tercio cervical de Tetric N Flow y Variolink Esthetic. Distribución no simétrica para ambos grupos. Tetric N Flow presenta valores atípicos en grosor mínimo y máximo. La mediana tiene mayor discrepancia con respecto a la media de los valores obtenidos en este grupo.

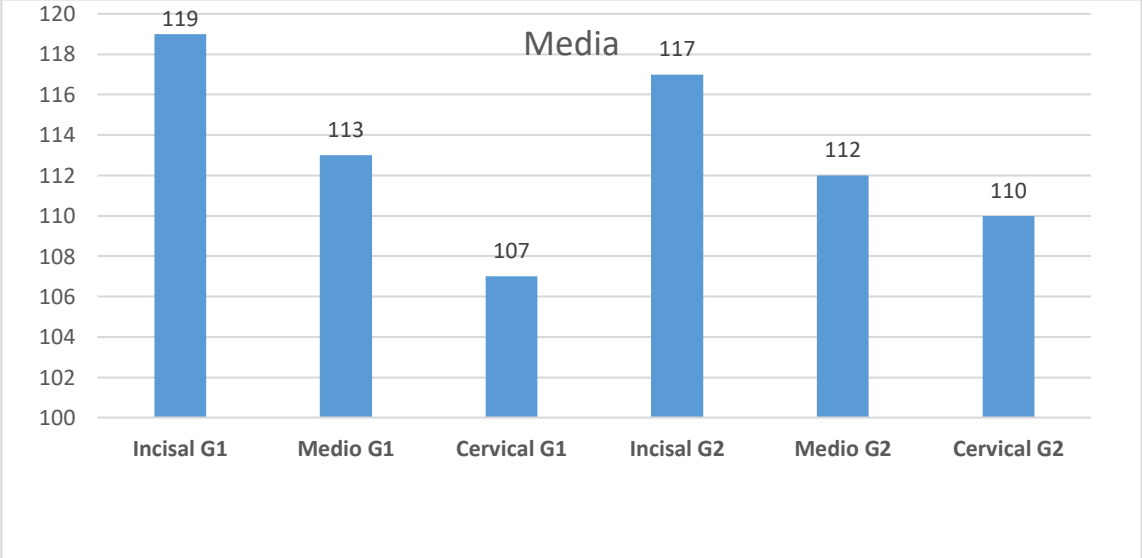

Figura 5. Gráfico de espesor promedio de la zona incisal, media y cervical para Tetric N Flow (G1) y Variolink Esthetic (G2).

	Homogéneo (%)	***p-valor de la comparativa***
Tetric N Flow	93.3	0.716
Variolink Esthetic	91.3	

Tabla 2. Proporción de homogeneidad según grupo. Prueba Chi cuadrado de asociación p – 0.716 para homogeneidad. No se observan diferencias significativas entre los grupos analizados.

El 93.3% de las muestras cementadas con Tetric N Flow resultaron homogéneas, mientras que en Variolink Esthetic fue de 91.3% (Tabla 2). Para el análisis estadístico se utilizó la prueba de asociación Chi cuadrado dando p-valor: 0.716, por lo tanto no hay diferencias significativas entre ambos grupos.

DISCUSIÓN

La utilización de distintos agentes cementantes a lo largo del tiempo corresponde a una incesante búsqueda por encontrar el material que cumpla a cabalidad con la mayor cantidad de propiedades ideales al momento de cementar una restauración indirecta según el caso clínico al que el profesional se esté enfrentando. En esta búsqueda se han logrado conseguir variados cementos que si bien, presentan un buen comportamiento en algunas situaciones clínicas, no es posible aplicarlo en todas. Es por esto que siempre surge la interrogante de qué agente será el mejor o tendrá un comportamiento más idóneo al caso en particular que se desea resolver.

En el caso puntual de esta investigación, el grosor y homogeneidad de la capa de cementación fueron los dos parámetros a evaluar. Dichas características son relevantes para la elección de un agente de unión entre dos sustratos, ya que tienen estrecha relación con el correcto comportamiento mecánico del cemento en sí, por lo tanto, influirán en la durabilidad de la restauración en boca.

Un estudio realizado por Sampaio y Cols comparó el comportamiento de resinas compuestas precalentadas y no precalentadas, resinas fluidas y cementos de resina fotodependientes con respecto a la contracción de polimerización y el grosor de la capa de cementación. Concluyeron que resinas fluidas y cementos de resina fotodependientes tenían un comportamiento similar y apropiado para restauraciones de carilla indirecta. El menor grosor de la capa de cementación se obtuvo en cementos de resina fotodependientes, sin embargo, entre este grupo y las carillas cementadas con resinas fluidas no mostraron diferencias significativas. Obtuvieron resultados distintos para aquellas carillas cementadas con resinas compuestas fluidificadas con calor o no fluidificadas, las que presentaron mayor contracción de polimerización y grosores mayores de la capa de cementación que los otros grupos analizados [(28)].

En el presente estudio, se realizó la cementación de carillas indirectas con un cemento de resina fotodependiente versus una resina fluida de la misma marca

comercial. Al comparar el grosor de la capa de cementación en los tres tercios de cada muestra y la homogeneidad no se obtuvo diferencia estadísticamente significativa entre utilizar uno u otro agente cementante. Para dicho procedimiento se siguió el protocolo de cementación descrito por Pascal y Magne [19] y se procedió a cortar las muestras longitudinalmente para su observación y medición en un microscopio óptico.

Cabe mencionar que la obtención de muestras no homogéneas no responde a deficiencias en el comportamiento del material, sino que probablemente a una falla en la técnica de cementación.

Este estudio sólo evalúa el comportamiento intrínseco de los elementos utilizados en cuanto a grosor y homogeneidad de la capa de cementación, los que no debiesen presentar variaciones al ser aplicados clínicamente.

Con respecto al grosor, el menor valor se obtuvo en incisal de las muestras cementadas con Variolink Esthetic y el valor mayor se obtuvo en muestras cementadas con Tetric N Flow, sin presentar diferencias estadísticamente significativas entre ellas (Tabla 1). La distribución de los valores no fue simétrica. Este último punto se evidencia aún más en el sector incisal de las muestras cementadas con Tetric N Flow, en donde la mediana se observa con mayor discrepancia respecto a la media (Figura 1). Las variaciones de los valores puede deberse a la mayor complejidad de adaptación de la restauración en esa zona.

En la zona media de las muestras, el valor mínimo y máximo del grosor de la capa lo obtuvo el grupo cementado con Tetric N Flow, sin presentar diferencias estadísticamente significativas con el grupo 2 (Tabla 1). La distribución de los valores no fue simétrica, mostrando comportamiento similar para ambos grupos (Figura 2).

En la zona cervical, el valor máximo y mínimo de grosor se obtuvo en el grupo cementado con Tetric N Flow (Tabla 1), en donde la distribución de valores no fue simétrica. Se observa mayor discrepancia en la distribución en este grupo, en

donde la mediana se encuentra más alejada del promedio en la resina fluida que en el cemento de resina fotodependiente (Figura 3).

Tras el análisis estadístico se obtuvo como resultado la similitud de comportamiento entre ambos materiales. Estos tuvieron grosor de capa de cementación bajo, por ende, permiten obtener una línea de cementación delgada (ya que presentan gran capacidad de escurrir en la preparación) y adecuada para este tipo de restauraciones [22] (Figura 4). Esto tiene importancia, ya que a mayor grosor y menor homogeneidad hay más exposición al medio, resultando en aumento en la microfiltración y menor resistencia a la fractura. En promedio, las medidas fueron de 113 µm para ambos grupos (Tabla 1) y la homogeneidad superó el 91% para todas las muestras (Tabla 2).

El grosor de la capa de cementación tiene estrecha relación con la viscosidad y la contracción de polimerización. Éste último punto se ve modulado por la cantidad de relleno constituyente del material. Haciendo la comparación de los materiales utilizados, si bien no hay diferencias relevantes entre los grosores obtenidos ni la homogeneidad si hay diferencia en la cantidad de relleno presente. Tetric N Flow presenta un 63.8% de matriz inorgánica mientras que Variolink Esthetic un 38% según datos del fabricante. La contracción de polimerización teóricamente disminuye mientras mayor relleno presente el material, es por esto que Tetric N Flow debiese tener un mejor comportamiento a largo plazo comparado con Variolink Esthetic.

CONCLUSIÓN

De acuerdo con la metodología utilizada en este estudio y a los resultados obtenidos en él, se puede concluir que:

- Con respecto a grosor y homogeneidad de la capa de cementación, se concluye que no existen diferencias estadísticamente significativas en la cementación de carillas realizadas con un cemento de resina foto dependiente y una resina fluida. Con lo anteriormente expuesto se valida la hipótesis nula planteada al inicio de este estudio.
- Se prueba que la utilización de ambos materiales se puede realizar indistintamente para rehabilitaciones indirectas con carillas considerando solamente las características estudiadas.
- Diferencias en la cantidad de relleno en los materiales sí constituyen una diferencia a considerar entre ambos grupos analizados. Tetric N Flow teóricamente tiene mejor comportamiento considerando esta característica.
- En la práctica odontológica la validación de este estudio tiene un impacto directo en el costo del tratamiento, ya que las resinas fluidas tienen un valor comercial considerablemente menor que los cementos de resina fotodependientes indicados para el procedimiento de este tipo restauraciones.

BIBLIOGRAFÍA

1. Zenny, L. Pisani-Proenca, J. Guilherme, M. Andrade, F. Mieko, E. Del Castillo, R. Restauraciones indirectas de composite: conceptos generales y propuesta clínica de utilización. Quintessence publicación internacional de odontología 2008; 1: 1 – 7.
2. Pavesi, N. Henrique, F. Alves, D. Lovadino, J. Sano, R. Correa, R. Advanced in dental veneres: materials, applications, and techniques. Clin Cosmet Investig Dent 2012; 4: 9 – 16.
3. Freedman, G. Contemporary esthetic dentistry. Canada, Elsevier. 1° edición, 2012. Cap 16: 436 – 468.
4. Nguyen, J. Migonney, V. Dorin, N. Sadoun, M. Resine composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. Dental materials 2012; 28: 529 – 534.
5. Tirlet, G. Crescenzo, H. Crescenzo, D. Bazos, P. Creramic adhesive restorations and biomimetic dentistry: Tissue preservation and adhesion. The international journal of esthetic dentistry 2014; 9: 354 – 368.
6. D'Arcangelo, C. De Angelis, F. Vadini. Clinical evaluation on porcelain laminated veneres bonded with light-cured composite: results up to 7 years. Clin Oral Invest 2012; 16: 1071-1079.
7. Samuelsson, R. Van Dijken, J. Microinvasive tooth preparation for bonded ceramic restorations. Am J Esthet Dent 2013; 3: 112 - 123.
8. Albuquerque, P. Moreira, A. Moraes, R. Cavalcante, L. Schneider, L. Color stability, conversión, water sorption and solubility of dental composites formulated with different photoinitiator systems. Journal of dentistry 2013; 41: 67 – 72.
9. Falkensammer, F. Vincent, G. Wildburger, A. Freudenthaler, J. Color stability of different composite resin materials. The Journal of Prosthetic dentistry 2013; 109: 378 – 383.

10. Orozco J., Berrocal J., Diaz A. Composite veneers as an alternative to ceramic veneers in the treatment of dental anomalies. Rev. Clin. Periodoncia Implantol. Rehabil. Oral 2015; 8: 79 – 82.
11. Griffin, S. Jones, J. Brunson, D. Griffin, P. Bailey, W. Burden of oral disease among older adults and implications for public health priorities. American Journal of public health 2012; 3: 411 – 418.
12. Barrancos Mooney, J. Operatoria dental: Avances clínicos, restauraciones y estética. 5° ed. Buenos Aires. Editorial médica Panamericana, 2015. Cap 13: 249 – 258.
13. Lavigueur, C. Zhu, X. Recent advances in the development of dental composite resins. Royal society of chemistry 2012; 2: 59 – 63.
14. Poggio, C. Lombardini, M. Gaviati, S. Chiesa, M. Evaluation of Vickers hardness and depth of cure of six composite resins photo-activated with different polymerization modes. Department of Operative Dentistry, University of Pavia, Italy 2012; 15: 237 – 241.
15. O. Sagsoz, N.Ilday, O. Karatas, M. Cayabatmaz, H. Parlak, M. Olmez, S. Demirbuga. The bond strength of highly filled flowable composites placed in two different configuration factors. Journal of Conservative Dentistry, 2016; 19: 21-25.
16. Frassetto, A. Navarra, C. Marchesi, G. Turco, G. Di Lenarda, R. Breschi, L. Ferracane, J. Cadenaro, M. Kinetics of polymerization and contraction stress development in self adhesive resin cements. Dental materials 2012; 28: 1032 – 1039.
17. Marghalani, H. Sorption and solubility characteristics of self adhesive resin cements. Dental materials 2012; 28: 187 – 198.
18. Jongsma, L. Kleveerlaan, C. Pallav, P. Feilzer, A. Influence of polymerization mode and C-factor on cohesive strength of dual cured resin cements. Dental materials 2012; 28: 722 – 728.
19. P. Magne, U. Belser. Restauraciones de porcelana adherida en los dientes anteriores: método biomimeticos. 2004. Cap. 4, pág. 129-178.

20. Beier, U. Kapferer, I. Burtscher, D. Dumfahrt, H. Clinical performance of porcelain laminate veneers up to 20 years. Int J Prosthodont 2012; 25: 79 – 85.
21. A. Campos, A. Caetano, S. Coelho, N. Svizero, V. Di Hipólito, R. Bruschi A & P. Perlatti. The effect of polymerization mode on mechanical properties of commercial self-adhesive cements associated with hydroxyapatite. Journal of Adhesion Science and Technology. 2016 1635-1646.
22. P. Magne, U. Belser. Restauraciones de porcelana adherida en los dientes anteriores: método biomimeticos. 2004. Cap. 8, pág. 335 – 370.
23. N. Attar, Laura E. Tam and Dorothy McComb. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. The journal of prosthetic dentistry. 2003 127-134.
24. Díaz-Romeral, P.; Orejas Pérez, J.; López, E.; Veny, T. Cementado adhesivo de restauraciones totalmente cerámicas. Cient Dent 2009; 1:137-151.
25. Yu, H. Zheng, M. Chen, R. Cheng, H. Proper selection of contemporary dental cements. Journal of oral health and dental management 2014; 13: 54 – 59.
26. Stamatacos, C. Simon, J. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. Compendium of continuing education in dentistry Jour 2013; 34: 42 – 46.
27. Aranda N, Aizencop D, Ehrmantraut M. Comparación de la profundidad de fotopolimerización de resinas fluidas a través de 4 porcelanas de alta opacidad. Rev. Clin. Periodoncia Implantol. Rehabil. Oral 2013; 6: 123-126.
28. Sampaio, C. Barbosa, J. Cáceres, E. Rigo, L. Coelho, P. Bonfante, E. Hirata, R. Volumentric shrinkage and film thickness of cementation materials for veneers: An in vitro 3D microcomputed tomography analysis. The journal of prosthetic dentristry 2017; 117: 784 – 791.
29. S. Nandini. Invited Review. Indirect resin composites. Journal of Conservative Dentistry 2010; 13: 184-194.

ANEXO 1. Carta aceptación proyecto de investigación

Universidad Andrés Bello

Santiago, 22 de mayo de 2017

CERTIFICADO

El Comité Ético Científico de la Escuela de Odontología de la Universidad Andrés Bello, sede Santiago, certifica que el proyecto investigación "Estudio comparativo in vitro del espesor y homogeneidad de la capa de cementación en carillas indirectas, realizado con una resina fluida y un cemento de resina fotodependiente", del **Dr. Pablo Vargas** ha sido **Aprobado** después de una revisión exhaustiva y de las observaciones planteadas por este Comité, comentadas en sesiones plenarias las cuales fueron debidamente aclaradas o implementadas según lo informado por los investigadores.

En virtud de lo anterior, en este acuerdo se estableció de forma unánime la implementación de la investigación. Sin desmedro de lo anterior, cualquier cambio posterior en el transcurso del estudio deberá ser informado formalmente a este Comité para su re-evaluación y nueva aprobación.

Comité Ético Científico
Universidad Andrés Bello
Campus República