



UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA
ÁREA DE BIOMATERIALES ODONTOLÓGICOS
LABORATORIO DE BIOMATERIALES ODONTOLÓGICOS

**“ANÁLISIS COMPARATIVO DEL GRADO DE SELLADO MARGINAL DE
RESTAURACIONES CEMENTADAS CON UN CEMENTO DE RESINA COMPUESTA Y
CON UNA RESINA COMPUESTA DE RESTAURACIÓN FLUIDIFICADA”**

Daniela Corral Halal

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

**TUTOR PRINCIPAL
Prof. Dr. Marcelo Bader**

Adscrito a Proyecto PRI ODO/10/002

Santiago – Chile

2014



UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA
ÁREA DE BIOMATERIALES ODONTOLÓGICOS
LABORATORIO DE BIOMATERIALES ODONTOLÓGICOS

**“ANÁLISIS COMPARATIVO DEL GRADO DE SELLADO MARGINAL DE
RESTAURACIONES CEMENTADAS CON UN CEMENTO DE RESINA
COMPUESTA Y CON UNA RESINA COMPUESTA DE RESTAURACIÓN
FLUIDIFICADA”**

Daniela Corral Halal

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

TUTOR PRINCIPAL
Prof. Dr. Marcelo Bader

Adscrito a Proyecto PRI ODO/10/002

Santiago – Chile

2014

AGRADECIMIENTOS

A mi tutor, el Prof. Dr. Marcelo Bader, por ser un gran orientador en diferentes etapas de mis estudios.

Al Proyecto PRI ODO/10/002, por dejarme ser parte de él.

A mis padres por su constante dedicación, apoyo y cariño.

A mis amigos, en especial a Rodrigo Domínguez, quien me acompañó y ayudó durante este último proceso.

A mis profesores, quienes marcaron mi aprendizaje y actuar: Dr. Cristian Solís, Dr. Walter Díaz, Dr. Mario Díaz y Dra. Andrea Pizarro.

A los funcionarios Sisi Castro, Consuelo Miranda, Mónica Ortega, Luis Figueroa y Ricardo Montero por su constante colaboración.

INDICE

1) Resumen	
2) Marco teórico.....	Pág. 1
3) Hipótesis.....	Pág. 15
4) Objetivo General.....	Pág. 15
5) Objetivos Específicos.....	Pág. 15
6) Materiales y métodos.....	Pág. 16
7) Resultados.....	Pág. 21
8) Análisis de los resultados.....	Pág. 23
9) Discusión.....	Pág. 27
10) Conclusiones.....	Pág. 33
11) Referencias bibliográficas.....	Pág. 34
12) Anexos y apéndices.....	Pág. 38

1. RESUMEN

Introducción: Se realizó un estudio para evaluar el grado de filtración marginal obtenido, luego de la cementación de restauraciones indirectas estéticas tipo *inlay* de resina compuesta, con dos tipos de agentes cementantes distintos: un cemento de resina de activación dual y una resina compuesta fluidificada con calor. El objetivo principal es determinar si existen diferencias en el sellado marginal, al comparar ambos materiales.

Material y métodos: Se utilizaron 30 terceros molares sanos conservados en suero fisiológico, en los cuales se confeccionaron preparaciones cavitarias próximo-oclusales, dividiéndose la muestra en un grupo A, que consta de cavidades restauradas mediante incrustaciones de resina compuesta cementadas con cemento de resina dual Duo-link universal (BISCO) y grupo B, cavidades restauradas mediante incrustaciones de resina compuesta cementadas con resina compuesta de restauración Filtek Z350 XT (3M/ESPE).

Una vez restaurados, los molares fueron mantenidos en una estufa a 100% de humedad relativa y 37°C durante 48 horas. Seguido de esto, las piezas fueron sometidas a un proceso de termociclado de 100 ciclos.

En seguida se prosiguió con el corte sagital de las muestras con disco diamantado, para finalmente realizar las mediciones de penetración del azul de metileno en un microscopio óptico con aumento de lupa, midiendo la distancia total de la pared cervical y la distancia de penetración, para así obtener el porcentaje de infiltración marginal.

Por último, los resultados fueron sometidos a la prueba de Shapiro Wilk y luego se realizó la prueba no paramétrica de Mann Whitney.

Resultados: Los promedios de filtración marginal fueron de 15,5% para Duo Link (BISCO) y de 5% para resina compuesta Z350 XT (3M/ESPE). El análisis estadístico indicó que existen diferencias significativas entre ambos grupos ($p=0,0007$).

Conclusiones: La cementación de incrustaciones estéticas presenta mejor sellado marginal y por lo tanto, menor filtración marginal al utilizar como agente cementante una resina compuesta de restauración fluidificada con calor en comparación con un cemento de resina compuesta dual.

2. MARCO TEÓRICO.

La caries dental es definida por la Organización Mundial de la Salud como un proceso localizado de origen multifactorial que se inicia después de la erupción dentaria, determinando el reblandecimiento del tejido duro del diente y que evoluciona hasta una lesión de caries. Si no se atiende oportunamente, afecta la salud general y la calidad de vida de los individuos de todas las edades. (World Health Organization. Oral Health Surveys. Basic Methods. 3rd Geneve Suiza. 1987).

Existen distintos tratamientos para las lesiones de caries. Cuando el tratamiento preventivo ya no es atingente, ya que se traspasan las etapas iniciales y la lesión se hace clínicamente evidente (lesión de caries cavitada), el proceso de caries se vuelve irreversible. Una vez en este estado, la remoción del tejido dañado e infectado y su posterior restauración se vuelven inevitables.

Las razones para recomendar una restauración son:

1. Para ayudar al control de la placa bacteriana.
2. Para evitar que la desmineralización del diente genere tanto daño que haga que una restauración futura sea muy difícil.
3. Para tratar la sensibilidad dentaria.
4. Para evitar pérdida de vitalidad de las piezas dentarias.
5. Para tratar las caries secundarias, cuando hay evidencia de que la lesión está progresando (requiere de un periodo de observación).
6. Para restaurar la función.
7. Para devolver el punto de contacto y evitar así el empaquetamiento alimenticio.
8. Para otorgar o recuperar estética. (Fejerskov O. y Kidd E., 2008)

Dentro de la Odontología Restauradora existen variadas alternativas de tratamiento. Dependiendo de la extensión de la lesión, y por consiguiente, de las

dimensiones de la preparación cavitaria, la rehabilitación se podrá realizar de modo directo o indirecto. Cuando las preparaciones cavitarias son pequeñas se indica la rehabilitación con restauraciones directas. Dentro de los materiales de restauración directa se incluyen la amalgama y la resina compuesta, ambos materiales de inserción plástica que adquieren el estado sólido dentro de la preparación cavitaria, convenientemente realizada en un diente. Por otro lado, cuando nos encontramos con lesiones de gran extensión y profundidad, se indican las restauraciones indirectas. Las restauraciones indirectas son aquellas que son fabricadas sobre un modelo de yeso (obtenido luego de la toma de una impresión), buscando el calce perfecto a la preparación cavitaria, para luego ser cementadas al diente. Dichas restauraciones pueden ser incrustaciones tipo *inlay*, *onlay*, *overlay* y *endo onlay (endocrown)*. Además, las incrustaciones pueden ser confeccionadas mediante materiales de origen metálico y no metálico, siendo el profesional quien elegirá de acuerdo al caso clínico y las posibilidades y deseos del paciente, el material a utilizar. Dentro de los materiales no metálicos, se encuentran las cerámicas y los cerómeros o resinas compuestas de procesado indirecto.

Las restauraciones directas de resina compuesta presentan un porcentaje de contracción de polimerización que dificulta obtener un buen sellado marginal. Con el uso de las incrustaciones se minimizan los problemas derivados de la contracción, que son: Filtración marginal, desadaptación, sensibilidad postoperatoria y recidiva de caries. Si los márgenes están en esmalte el cierre es perfecto; si están en dentina, el cierre es mejor que el que se obtiene con una resina compuesta directa. Además permite obtener un mejor contorno proximal en restauraciones compuestas o complejas y un mejor pulido de superficies poco accesibles. (Reeves GW y cols., 1992; Reid JS y cols., 1993)

Las incrustaciones indirectas de resina compuesta no pretenden reemplazar las incrustaciones metálicas, que son superiores en resistencia y durabilidad, pero se ofrecen como una alternativa válida con criterio estético en aquellos casos clínicos en que la oclusión es favorable y la fuerza masticatoria moderada.

La incrustación de composite posee las mismas indicaciones que una restauración directa con composite y además puede recubrir y reforzar cúspides y reconstruir dientes debilitados.

Las indicaciones de las incrustaciones de composite son las siguientes:

- En lesiones de clase I y II medianas.
 - Oclusión con topes de céntrica fuera del perímetro de la restauración.
 - Cuando el espacio interdentario es grande y es difícil reconstruirlo con un material directo.
 - Cuando la caja proximal es profunda y extensa y es difícil controlar el efecto de la contracción de polimerización o el ajuste marginal de la restauración.
 - Cuando se debe reforzar la estructura dentaria.
 - Cuando hay que reconstruir una o varias cúspides.
 - Cuando la ubicación del diente en el arco dificulta colocar una matriz e insertar el material restaurador.
 - Cuando existe galvanismo bucal intenso.
 - Cuando se requiere de un material de mayor resistencia mecánica por la envergadura de la restauración a construir y las cargas que va a soportar.
- (Mooney JB y Barranco PJ, 2006)

Su longevidad clínica dependerá de la carga oclusal que reciba, en función de su tamaño, su ubicación en la arcada, la potencia masticatoria del paciente, las relaciones interoclusales y la dureza de los dientes antagonistas.

Las contraindicaciones de las incrustaciones de composite son las siguientes:

- Lesiones muy pequeñas en las que se prefiere una obturación directa.
- Lesiones muy grandes en las que está indicado una incrustación metálica o prótesis fija.
- Pacientes con carga masticatoria intensa o hábitos parafuncionales.
- Lesiones donde el aislamiento absoluto es imposible.

- Lesiones muy profundas en las cajas proximales, con pared gingival en cemento dentario, donde es difícil lograr adhesión.
- Cavidades de difícil acceso que no permiten una buena instrumentación.
- Oclusión desfavorable porque incluye la totalidad de los topes de céntrica en la restauración. (Mooney JB y Barranco PJ, 2006)

Las ventajas, que nos inclina a elegir las incrustaciones de resina compuesta v/s restauraciones directas de composite son:

- Mejor estética.
- Refuerzo de tejido dentario.
- Mayor resistencia al desgaste.
- Control de la contracción de polimerización y, por lo tanto, menor filtración marginal y menor tensión intracuspídea.
- Cierre hermético.
- Mejor contacto y contorno proximal.
- Mejor color.
- Mejor terminación.

En cuanto a la comparación con incrustaciones metálicas, las ventajas son:

- Mejor estética.
- Anulación de galvanismo y el “sabor metálico”.
- Preparación más conservadora.
- Baja conductividad eléctrica y térmica.

Las desventajas en comparación con las resinas compuestas directas son:

- Mayor costo.
- Mayor número de sesiones clínicas (2 o más).
- Uso de laboratorio.
- Técnica exigente y depurada.
- No admite espesores delgados en la restauración por el riesgo de fracturas.
- La preparación es menos conservadora.

- La línea de cemento se desgasta más que el resto de la restauración.

Los inconvenientes frente a las restauraciones indirectas metálicas son:

- Mayor posibilidad de fractura o desgaste en zonas de carga intensa.
- No admite bisel ni bruñido.

(Uribe J y cols., 1995; Giraudó E y cols., 1992; Mooney JB y Barranco PJ, 2006)

Las incrustaciones metálicas y no metálicas, difieren entre ellas en el tipo de cementación. Para las incrustaciones metálicas la cementación puede ser de tipo convencional y de tipo adhesiva. En el primer caso se utilizan cementos que endurecen por la vía de una reacción de fraguado como el fosfato de zinc y el ionómero vítreo. También pueden ser utilizados cementos que endurecen por la vía de una reacción de fraguado y una de polimerización, llamados mixtos o híbridos, como por ejemplo, los ionómeros vítreos modificados con resina.

En el caso de las incrustaciones de tipo no metálicas, la cementación debe ser de tipo adhesiva, lo cual requiere de cementos en base a resina compuesta y sus esquemas de adhesión a estructuras dentarias. Este procedimiento también podría aplicarse a las restauraciones indirectas de tipo metálico previo acondicionamiento de su superficie.

La resina compuesta es un material ampliamente usado en odontología y corresponde a una resina reforzada (material combinado), que contiene núcleos cerámicos aglutinados en una matriz orgánica, que polimeriza por una reacción de polimerización de poli adición. Las partículas cerámicas más utilizadas como agente de refuerzo son las partículas de alguna forma de sílice (SiO_2), silicato u otro material cerámico similar. Para que el material combinado funcione del modo adecuado es necesario que las fases que lo componen (matriz y agente de refuerzo) se unan para funcionar como una sola unidad, lo cual no ocurre entre una resina y un material cerámico. Para ello, a éste último se lo trata, antes de utilizarlo, con un procedimiento que permite depositar sobre él algo que lleve a esa unión. La sustancia que cumple esa finalidad se denomina "agente de enlace o compatibilizante" y usualmente se trata de un derivado del vinil-silano. Este agente de enlace posee dos grupos activos, uno silanol, afín a la superficie mineral o

cerámica y el otro a base de grupos vinílicos. Al reaccionar con la partícula cerámica, se unen los terminales silanoles a ella y dejan en la superficie a los grupos vinílicos para reaccionar con la matriz de la resina. Al producirse la polimerización por adición de la fase orgánica o matriz se abren también los dobles enlaces de ese grupo vinílico y se unen a las cadenas de polímero: quedando unidas así las dos fases del material combinado. (Macchi R, 2007)

Las resinas compuestas se pueden clasificar de acuerdo a distintos parámetros, como son:

- Según relleno:
 - De Macro relleno o convencionales
 - De Micro relleno
 - Híbridas
 - Micro híbridas
 - De Nanopartículas

- Según tipo de monómero que compone la matriz:
 - bis – GMA (Bisfenol –glicidil metacrilato)
 - DMU o UDMA (Dimetacrilato de uretano)
 - Mixtas

- Según activación:
 - Resinas compuestas de activación química
 - Resinas compuestas de activación física
 - Termo polimerización
 - Foto polimerización
 - Resinas compuestas de activación dual

- Según consistencia:
 - Resinas compuestas convencionales
 - Resinas compuestas condensables
 - Resinas compuestas fluidas

- Según uso:
 - Materiales de restauración directa
 - Materiales de restauración indirecta
 - Materiales de cementación
 - Material de sellante de puntos y fisuras

Las resinas compuestas, en un principio se utilizaron sólo como material de obturación directa, pero su acelerado desarrollo ha permitido expandir su abanico de indicaciones, aprovechando sus características, llegando a utilizarse en restauraciones indirectas y como material para la fijación de estructuras indirectas (cementos de resina).

Las resinas compuestas indirectas fueron desarrolladas con el objetivo de controlar el efecto de la contracción de polimerización a fin de manejar la tensión generada por la reacción y optimizar el sellado marginal, así como también para mejorar las propiedades mecánicas de las resinas compuestas directas y su estética. Las resinas compuestas que se utilizan en la actualidad son las de segunda generación, que corresponden a resinas micro híbridas con cantidad de relleno inorgánico hasta en 2/3 en volumen, obteniendo alta resistencia al desgaste y baja contracción de polimerización (SIGNUM® y BelleGlass®). Algunas de estas resinas indirectas de segunda generación han sido elaboradas con cantidades intermedias de relleno lo que les entrega una mejor estética y son preferidas para el sector anterior (Solidex® Shofu Inc.). Se han desarrollado además una variedad de resinas indirectas reforzadas con fibra. Entre todos los tipos disponibles, aquellas reforzadas con fibra de vidrio silanizadas son las que han presentado las mejores propiedades mecánicas. (Nandini S, 2010)

El desarrollo de las restauraciones indirectas estéticas solo ha sido posible en la medida en que lo han hecho también los cementos dentales. Estos permiten por acción mecánica, química o por una combinación de ambas, la fijación de la restauración al diente preparado, además, cumpliendo la función adicional de sellar la brecha diente/restauración. (Guede C, 2004; Thiago A y cols., 2007)

Los requisitos de un cemento dental son variados, y en la actualidad, no existe un material que cumpla a cabalidad con todos ellos. Un cemento definitivo debe ser capaz de mantener en posición una restauración por un largo periodo de tiempo y además cerrar la brecha existente entre la restauración y el tejido dentario.

Existen además varios requisitos mecánicos, biológicos y del manejo de material que deben ser satisfechos, como por ejemplo:

- Biocompatibilidad: no debe causar daño a la pieza dentaria u otros tejidos.
- Debe entregar un tiempo de trabajo adecuado.
- Debe fluir de manera adecuada para permitir el asentamiento total de la restauración sin alterar su ajuste.
- Endurecer rápidamente y ser capaz de soportar las fuerzas funcionales.
- Ser inerte en el medio oral, manteniendo sellada e intacta la interfaz diente-restauración.
- Ser radiopaco.
- Prevenir la caries dental.
- Debe adherirse tanto a la restauración como a los tejidos dentarios.
- No debe presentar sorción de agua.
- Características estéticas adecuadas.
- Bajo costo. (de la Macorra JC y Pradies G, 2002; Smith DC, 1983)

Existen variados cementos dentales en el mercado, los cuales de acuerdo a su reacción de solidificación, se pueden clasificar en cementos convencionales y cementos de resina compuesta. Dentro de los cementos convencionales encontramos al cemento de fosfato de zinc y el cemento de vidrio ionómero. El cemento de fosfato de zinc ha sido considerado el material de cementación más popular a pesar de sus bien conocidas desventajas, principalmente su solubilidad, presencia de sensibilidad post operatoria y falta de adhesión. Por otro lado, los cementos de vidrio ionómero son también muy interesantes para los clínicos, principalmente debido a que presenta adhesión específica a la estructura dentaria, buena respuesta biológica, baja solubilidad y liberación de flúor, el cual ayuda a la prevención de caries secundarias. (Lad PP cols., 2014)

En cambio, los cementos de resina compuesta son generalmente utilizados para la

cementación de estructuras estéticas (cerómeros o cerámicas) y se han popularizado debido a que han superado las desventajas de solubilidad y falta de adhesión vista en los materiales antiguos. El advenimiento de cementos adhesivos ha expandido el campo de la odontología restauradora, la cual siempre está cambiando debido en parte a los nuevos usos que le dan los clínicos a los materiales existentes y también a la creación de nuevos biomateriales dentales. (Meyer J y cols., 1998; O'Brien W, 2002; Diaz A y cols., 1999; Pergoraro T y cols., 2007)

Un cemento dental puede lograr la retención de la restauración a cementar por diversos mecanismos. La trabazón mecánica entre dos superficies rugosas y paralelas es el principal mecanismo de retención para cualquier cemento independientemente de su composición. En la cementación no adhesiva, el cemento llena la brecha diente/restauración y produce trabazón mecánica al entrar en las pequeñas irregularidades existentes en las superficies de ambos materiales (todos los cementos dentales actúan por este mecanismo). En la adhesión micro-mecánica la trabazón ocurre en irregularidades microscópicas en el sustrato dentario que son aumentadas por medio de grabado ácido, lo que permite la creación de defectos en el tejido dentario para alojar el cemento, aumentando además la superficie de contacto y la energía superficial. Esto funciona bien en cementos con elevada resistencia a la tensión, como los cementos de resina. (Smith DC, 1983; Gwinnett AJ y Kanca JA, 1992)

El cemento de elección para la cementación de restauraciones indirectas estéticas son los cementos de resina compuesta, los cuales corresponden básicamente a una resina fluida de baja viscosidad. Son los favoritos debido a su elevada resistencia a la compresión y a la tracción, bajo módulo elástico, buenas características estéticas y baja solubilidad. Los cementos de resina compuesta presentan asimismo una técnica más compleja y sensible y son más costosos que los cementos convencionales.

Los cementos de resina compuesta se crearon después de la década de 1970 y se han popularizado por el aumento en la demanda de restauraciones estéticas indirectas. Están formados por una matriz orgánica de Bis-GMA o UDMA y un relleno de sílice coloidal o vidrio de bario en una proporción de 1:4 en peso. Se

encuentran disponibles en el mercado en presentación pasta/pasta o encapsulados, en formas activadas químicamente, activadas por luz o de activación dual o mixta.

La unión de la resina al esmalte es por trabazón micromecánica sobre una superficie previamente grabada con ácido. La unión a la dentina es también micromecánica, pero se complica debido a la presencia de barro dentinario. Por esta razón es necesaria la realización de muchos pasos, los cuales incluyen la desmineralización de la superficie y eliminación de la capa superficial, luego la aplicación de un adhesivo de resina sin relleno o *primer* al cual la resina compuesta se une químicamente. (Hill EE, 2007; Miller MB, 2006)

Los materiales a utilizar como medio de cementación adhesiva se pueden clasificar de diferentes maneras, entre las cuales se podrían mencionar:

- Según la forma de adhesión a las estructuras dentarias:
 - Con mecanismo de unión preliminar: Cementos que requieren acondicionamiento del tejido dentario, seguido de la aplicación de un adhesivo y posteriormente del cemento de resina compuesta propiamente tal.
 - Sin mecanismo de unión preliminar: Cementos autoadhesivos, los cuales acondicionan directamente las estructuras dentarias y se adhieren por sí solos a ellas en el proceso de cementación.

- Según el tipo de activación de la polimerización:
 - Cementos de activación química:
 - Utilizan dos pastas, en las cuales se encuentra un activador y un iniciador de la reacción, de manera que logran la conversión de monómero a polímero mediante una reacción entre ellos primero para luego activar a los monómeros, sin necesidad de aporte energético externo. Presentan una reacción química generada por un sistema amina-peróxido, en la cual hay una amina terciaria aromática, que actúa como

combinación la más utilizada hoy en día en las resinas compuestas destinadas a la fijación de estructuras indirectas en boca. Estas últimas corresponden a aquellas que reaccionan por fotoactivación en los sitios donde tiene acceso la luz, y donde no, de manera mediata, se inicia la reacción químicamente. Una vez se ha iniciado el proceso de fotocurado, continúa la reacción de polimerización en la porción no iluminada de la resina.

- Se indican en incrustaciones de cerámico o cerámica y prótesis fijas libres de metal. Estabilidad de color regular. Por ejemplo: Relyx ARC (3M/ESPE), Relyx UNICEM (3M/ESPE), Duolink (BISCO). (Macchi R, 2007; Ferracane JL, 1995; Lad P y cols., 2014; Gurel G, 2003; Hill EE y Lott J, 2011; Komal Ladha y Mahesh Verma, 2010; Santos G y cols., 2002)

Dentro de los cementos mencionados, los más utilizados en la actualidad en la clínica dental son los cementos de resina compuesta con acondicionamiento previo, aunque actualmente se están popularizando aquellos autoadhesivos de activación dual. Pero hay una tendencia que podría, si se comprueban sus ventajas, dejarlos en el pasado. Actualmente se propone la cementación de restauraciones indirectas mediante una resina compuesta de restauración, lo cual otorgaría mejor sellado marginal y por lo mismo, una menor infiltración marginal y además, menores cambios dimensionales al polimerizar además de presentar un mejor comportamiento termodinámico frente a los cambios térmicos que ocurren en la cavidad bucal. (Tissiana Bortolotto y cols., 2013)

Los cementos de resina compuesta no son más que una resina compuesta fluida, que contienen un menor porcentaje de relleno inorgánico. Las consecuencias de presentar un menor porcentaje de relleno, y sus desventajas respecto a las resinas compuestas de restauración son:

- Mayores cambios dimensionales térmicos
- Mayor contracción de polimerización

- Menor resistencia mecánica
- Menor resistencia al desgaste
- Menor sellado marginal

A pesar de éstos inconvenientes se utilizan debido a que su fluidez permite el asentamiento adecuado de la restauración indirecta, pero el grosor de película del cemento, con el tiempo, se puede alterar e infiltrar por su mayor cambio dimensional.

Por otro lado, las restauraciones indirectas estéticas, poseen una brecha mayor con la estructura dentaria, comparadas a aquellas de tipo metálicas, en especial con aquellas a base de aleaciones preciosas. Este espacio podría llegar a superar los 100 micrones. Al mismo tiempo, los cementos de uso odontológico están diseñados para trabajar en grosores máximos de 25 micrones, de manera que al quedar con una película de cementación de mucho mayor grosor, presentarían un peor desempeño clínico, lo que se traduce en erosión de la línea de cementación, tensiones mayores por efecto de los cambios dimensionales térmicos y riesgos de percolación e infiltración marginal, que nos llevará al fracaso de la restauración.

Es por esto que en la actualidad Bortolotto T., Guillarme D y cols. plantean el uso de resina compuesta de restauración como medio cementante de restauraciones indirectas (*inlay* fabricado en cerómero). Dicha resina debe ser fluidificada con calor (50°C) y vibrada, para posteriormente ser fotoactivada por un tiempo adecuado.

Lo anterior tendría la ventaja de que el material de restauración posee las mismas propiedades que la resina compuesta de restauración y por lo mismo, mayor resistencia mecánica, menores cambios dimensionales al polimerizar, menor coeficiente de variación dimensional térmico y menos posibilidades de erosionarse la interfaz adhesiva en comparación con el cemento, lo que se traduciría en un mejor sellado marginal y mejor comportamiento biomecánico de la restauración cementada.

La duda que se genera es si, siendo un material tan espeso, podría escurrir lo suficiente como para permitir un correcto asentamiento de la incrustación a

cementar. Asimismo, como se trata de una material cuya reacción de polimerización solo es activada por luz, surge la pregunta de si será capaz de ser fotoactivado eficazmente como para polimerizar correctamente, en especial en las zonas más profundas de la preparación cavitaria, ya que de no lograrlo, esto significaría un desmedro para su comportamiento de retención y sellado marginal de la restauración.

En virtud de que este procedimiento es relativamente nuevo y cuenta con poca evidencia acerca de sus resultados clínicos, el presente estudio busca analizar si existen diferencias en el grado de sellado marginal de restauraciones cementadas con un cemento de resina compuesta y con una resina compuesta de restauración.

3. HIPÓTESIS.

“Existen diferencias en el grado de sellado marginal de incrustaciones cementadas con cemento de resina compuesta de activación dual y una resina compuesta de restauración”.

4. OBJETIVO GENERAL.

Determinar si existen diferencias en el grado de sellado marginal de incrustaciones cementadas con cemento de resina compuesta de activación dual y una resina compuesta de restauración.

5. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

- Determinar el grado de sellado marginal obtenido en incrustaciones cementadas con un cemento de resina compuesta de activación dual (Duo-Link Universal, BISCO, USA)
- Determinar el grado de sellado marginal obtenido en incrustaciones cementadas con una resina compuesta de restauración (Filtek Z350 XT, 3M/ESPE, USA) fluidificada a 55° C.
- Determinar si existen diferencias estadísticamente significativas entre el grado de sellado marginal de incrustaciones cementadas con cemento de resina compuesta de activación dual v/s con una resina compuesta de restauración.

6. MATERIALES Y MÉTODOS

Se utilizaron 30 terceros molares sanos, recientemente extraídos en pacientes entre 17 y 25 años, donados previo consentimiento informado (ANEXO 1) y conservados en suero fisiológico. En cada uno de ellos se tallaron cavidades clases II mesial y distal de 4mm de extensión a cervical x 3 mm de profundidad x 4 mm de ancho vestíbulo palatino, sumando un total de 60 preparaciones, las cuales fueron divididas en dos grupos.

- Grupo A: Cavidades clase II mesiales, restauradas mediante incrustaciones cementadas con cemento de resina dual Duo-link universal (BISCO).
- Grupo B: Cavidades clase II distales, restauradas mediante incrustaciones cementadas con Resina Compuesta de restauración Filtek Z350 XT (3M/ESPE).

Con las cavidades listas, se procedió a realizar la aislación de las preparaciones biológicas con una doble capa de aislante de acrílico, para evitar adhesión del composite en el momento de la fabricación de las incrustaciones. Una vez aisladas las preparaciones se procedió a confeccionar de modo directo dichas incrustaciones, con resina compuesta Filtek Z350 XT (3M/ESPE), con el fin de garantizar un ajuste perfecto sobre la preparación cavitaria, eliminando las variables de la técnica de impresión y confección de modelo. Se fabricaron en un solo incremento y fueron sometidas a fotoactivación durante 40 segundos.

Luego, en cada incrustación se adhirió un botón de resina compuesta Z350 XT (3M/ESPE) en su pared proximal, y sobre éste un trozo de barra de gutapercha, para facilitar su posterior manipulación y evitar contaminación de la superficie interna.

Luego se procedió a arenar el área interna de las incrustaciones con óxido de aluminio de 50 micrones para generar microporosidades en la superficie, lo cual aumenta el área de contacto y otorga retención micromecánica, para así obtener una mejor adhesión.

Posteriormente se realizó el acondicionamiento y la cementación, cuyos pasos fueron:

- Grupo A:
 1. Grabado exclusivo de esmalte con ácido ortofosfórico al 37% (Coltene®) durante 10 segundos.
 2. Lavado durante 5 segundos con spray de aire-agua.
 3. Secado con aire durante 5 segundos.
 4. Grabado de esmalte y dentina con ácido ortofosfórico al 37% (Coltene®) durante 10 segundos.
 5. Lavado durante 20 segundos con spray de aire - agua.
 6. Secado con una motita de papel absorbente.
 7. Grabado con ácido ortofosfórico al 37% (Coltene®) de la superficie interna de las incrustaciones durante 20 segundos, para eliminar residuos del arenado y obtener una superficie ávida de adhesión.
 8. Aplicación de una primera capa de adhesivo single bond 2 (3M/ESPE) con micro aplicador, frotándolo durante 20 segundos en la preparación cavitaria.
 9. Aplicar aire con jeringa triple durante 10 segundos, a 30 cm de distancia para así evaporar el solvente.
 10. Aplicación de una segunda capa de adhesivo.
 11. Asentamiento de la incrustación en la cavidad, para que se moje con el adhesivo presente en la preparación, y evitar problemas de ajuste luego de la polimerización.
 12. Secar por segunda vez la preparación biológica con aire de jeringa triple, durante 10 segundos, a 30 cm de distancia para así evaporar el solvente.

13. Fotoactivación durante 20 segundos en la cavidad y 10 segundos en la superficie interna de la incrustación, con lámpara de fotocurado halógena DENTSPLY, catalogada como la n° 4 en laboratorio de Biomateriales Odontológicos. Dicha lámpara posee una potencia de salida de 715 mW/cm^2 , medidos con radiómetro Demetrón (Kerr).
 14. Aplicación de 1 porción de Duo-Link universal (BISCO) en la preparación biológica.
 15. Inserción de la incrustación en la preparación biológica.
 16. Fotoactivación durante 5 segundos.
 17. Remoción de excesos con sonda de caries.
 18. Fotoactivación durante 20 segundos en cada cara: Vestibular, palatino/lingual, oclusal y mesial.
- Grupo B:
 1. Se repite el mismo protocolo del Grupo A hasta el punto 13, luego de lo cual, se procedió de la siguiente manera:
 2. Fluidificación de resina compuesta convencional (Filtek Z350 XT, 3M/ESPE) con 55°C de temperatura, durante 5 minutos en equipo Ena Heat (Synca®)
 3. Aplicación de la resina compuesta fluidificada en la cavidad.
 4. Inserción de la incrustación en la preparación biológica.
 5. Compactación digital hasta el asentamiento completo.
 6. Retiro de excesos con sonda de caries.
 7. Fotoactivación durante 20 segundos en cada cara: Vestibular, palatino/lingual, oclusal y distal.

Posteriormente se realizó el pulido de los márgenes de las restauraciones con discos sof-lex™ (3M) de grano medio, para retirar excesos y exponer la línea de cementación.

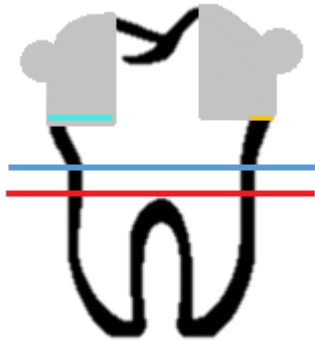
Luego las muestras fueron mantenidas a 37°C y 100% de humedad relativa durante 48 horas en una estufa Heraeus.

El siguiente paso consistió en el sellado de las muestras para evitar filtración por vías distintas a la línea de cementación. Para esto, se selló los ápices dentarios con vidrio ionómero de autocurado (ChemFil® Superior, DENSTPLY), luego se aplicó cianocrilato desde el límite amelocementario hasta cubrir completamente las raíces, seguido de esmaltado en doble capa con esmalte de uñas (OPI) en todo el diente, dejando un margen de 1 mm alrededor de las cavidades. Finalmente las piezas fueron inmersas en acrílico transparente de autocurado (Marche®) también cuidando respetar el margen de las preparaciones.

Seguido de esto, se continuó con el proceso de termociclado el cual consistió en 100 ciclos entre $6^{\circ}\pm 1^{\circ}\text{C}$ y $60^{\circ}\pm 5^{\circ}\text{C}$, manteniéndose los especímenes 30 segundos en cada baño térmico de una solución de azul de metileno al 1% y atemperándose a 23°C en agua durante 15 segundos antes de cambiar de un baño a otro.

El baño térmico se realizó en dos recipientes de 200 ml de azul de metileno al 1%, uno para cada grupo.

Luego se cortaron sagitalmente los 30 molares para lo cual se utilizó un disco diamantado (Sunshine) montado en micromotor, sin refrigeración, pasando por la mitad de las restauraciones para exponer así la brecha diente-restauración. También se realizó un corte horizontal a 2 mm del límite cervical de las restauraciones con disco Carborundum, montados en micromotor, sin refrigeración.



Esquema 1. Visión posterior a corte sagital de la muestra.
Figuras grises: Restauraciones de resina compuesta.
Línea roja: Corte horizontal.
Línea azul: Límite amelocementario.
Línea amarilla: Longitud de penetración de azul de metileno en la línea de cementación cervical.
Línea celeste: Longitud total de la línea de cementación cervical.



Imagen 1. Visión de la muestra posterior a corte sagital con disco diamantado montado en micromotor, sin refrigeración.

Por fallas en el procedimiento de corte, la muestra descendió a 28 piezas, las cuales se pulieron, con disco diamantado de grano fino montado en motor industrial para eliminar todas las rayas que podrían alterar las mediciones en el microscopio.

En un microscopio óptico con aumento de lupa 10X se midió la distancia de penetración del azul de metileno en la interface diente/restauración en ambos grupos (sellado), obteniendo el porcentaje de infiltración en relación a la longitud total de la pared cervical, desde el borde cavosuperficial hasta la pared axial.

Por último se compararon los valores y se realizó el análisis estadístico. Los resultados fueron sometidos a la prueba de Shapiro Wilk, para determinar si existía una distribución normal o anormal de la muestra, en virtud de lo cual, se realizó después el análisis no paramétrico de Mann Whitney para determinar si existía o no diferencia significativa entre los grupos.

7. RESULTADOS

Los resultados fueron los siguientes:

N° Muestra	Longitud total	Penetración Z350	Longitud total	Penetración DUOLINK
1	5	0	3,5	0,5
2	1	0	4,8	1
3	4,6	0,6	5	0,8
4	4,8	0,6	4,8	1
5	1	0	4,8	1,2
6	4,6	0,5	1	0
7	4	0,5	4,5	1
8	1	0	1	0
9	1	0	1	0
10	1	0	1	0
11	1	0	1	0

12	5	0,4	5	1
13	1	0	4,5	0,5
14	1	0	1	0
15	5	0,2	5	0,5
16	1	0	1	0
17	5	1	4,6	2,6
18	4,5	0,6	4	1
19	5	0,6	4,6	0,7
20	1	0	1	0
21	1	0	4,5	1
22	4,6	0,6	1	0
23	1	0	1	0
24	4,5	0,5	1	1
25	1	0	4,5	0,5
26	5	0,5	5	1,5
27	1	0	5	0,8
28	1	0	1	0

Tabla 1. Incrustaciones de Resina Compuesta cementadas con Duo Link vs Filtek Z350 fluidificada: Longitud total de pared cervical / Penetración de azul de metileno en pared cervical. Medidas en milímetros.

Una vez realizadas las mediciones, se calcularon los porcentajes de filtración marginal, cuyos valores son:

N° Muestra	% Filtración Duo Link	% Filtración Z350
1	14,3	0,0
2	20,8	0,0
3	16,0	13,0
4	20,8	12,5
5	25,0	0,0
6	0,0	10,9
7	22,2	12,5
8	0,0	0,0
9	0,0	0,0
10	0,0	0,0
11	0,0	0,0
12	20,0	8,0

13	11,1	0,0
14	0,0	0,0
15	10,0	4,0
16	0,0	0,0
17	56,5	20,0
18	25,0	13,3
19	15,2	12,0
20	0,0	0,0
21	22,2	0,0
22	0,0	13,0
23	0,0	0,0
24	100,0	11,1
25	11,1	0,0
26	30,0	10,0
27	16,0	0,0
28	0,0	0,0

Tabla 2. Incrustaciones de Resina Compuesta cementadas con Duo Link vs Filtek Z350 fluidificada: Evaluación de la filtración marginal.

8. ANALISIS DE LOS RESULTADOS

		Mean	Standard Deviation	Median	Minimum	Maximum	
Tipo de resina	Duo link	% filtración	15,58	21,16	12,70	,00	100,00
	Z350	% filtración	5,01	6,35	,00	,00	20,00

Tabla 2. Estadísticos descriptivos y medidas de tendencia central

La cementación de incrustaciones con cemento Duo-Link obtuvo 15,58% de filtración promedio, con una desviación estándar de 21,16%, vale decir, los porcentajes de filtración se desvían un 21,16% en promedio con respecto a la media. La mediana es de 12,7%, lo que significa que el 50% de los datos son menores al 12,7%. Los valores mínimos son de 0 y el máximo es de 100%.

En lo que respecta a la cementación de incrustaciones con resina Z350 XT, se obtuvo como promedio de filtración un 5%, con una desviación estándar de 6,35%, es decir, los porcentajes de filtración con este tipo de resina se desvían un 6,35%

en promedio con respecto a la media. La mediana es de 0%, es decir el 50% de los porcentajes de filtración de este tipo de resina son igual a 0. El valor mínimo es de 0% en tanto el máximo es de 20%.

Con la finalidad de establecer si es que existen diferencias estadísticamente significativas en los porcentajes de filtración entre los dos tipos de cementos, es necesario analizar la variable “filtración” con distintas pruebas de normalidad, con el fin de determinar si contamos con una distribución normal o anormal.

Tests of Normality						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
% filtración	,265	56	,000	,617	56	,000

Tabla 3. Test de Normalidad

a. Lilliefors Significance Correction

Es necesario analizar el test de normalidad a partir de Kolmogorov-Smirnov dado que la muestra es mayor a 50 datos. Con dicho test, la significación obtenida es superior a 0,05 con un 95% de confianza, por lo que es posible determinar que los datos no se aproximan a una distribución normal.

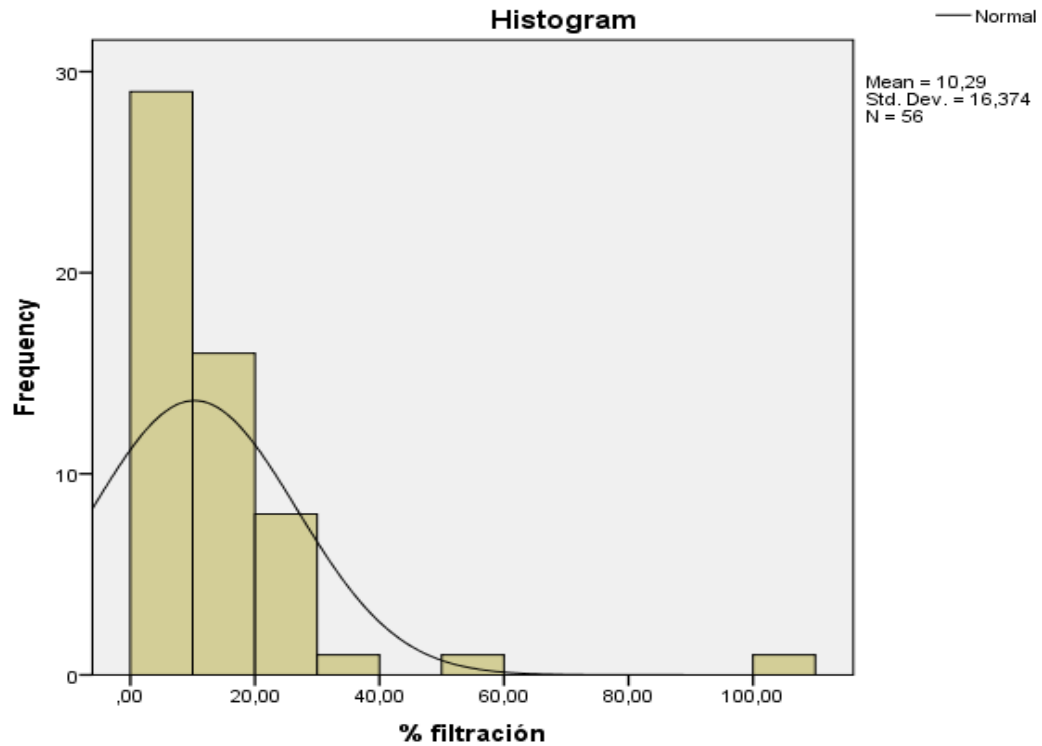


Gráfico 1. Histograma

El presente histograma demuestra que existe un sesgo positivo, vale decir, los datos tienden agruparse hacia la izquierda del histograma. Esto comprueba una vez más, que la distribución de la muestra es anormal.

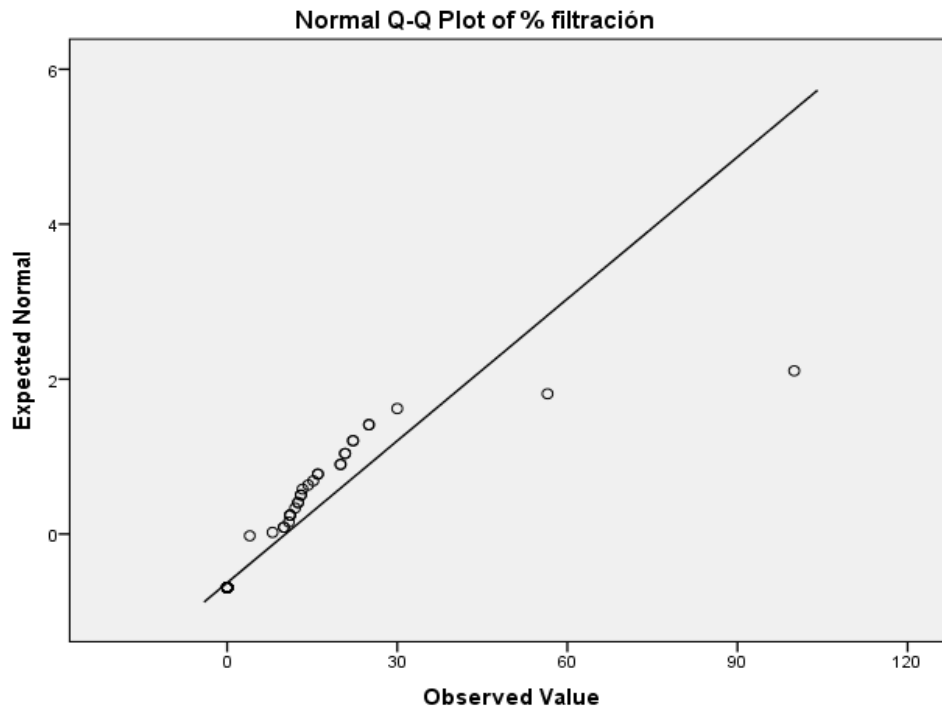


Gráfico 2. Q-Q de normalidad

El gráfico Q-Q reafirma lo evidenciado tanto por el histograma como por el test KS de normalidad, puesto que los datos deberían acercarse en torno a la recta de ajuste para que se manifieste una aproximación de éstos hacia una distribución normal, condición que no se cumple al observar el gráfico.

De esta forma, es necesario realizar inferencias estadísticas con test no paramétrico de Mann Whitney para muestras independientes.

Test Statistics^a	
	%
	filtración
Mann-Whitney U	249,000
Wilcoxon W	655,000
Z	-2,487
Asymp. Sig. (2-tailed)	,013

Tabla 4. Test de Mann Whitney

a. Grouping Variable: Tipo de resina

La significación obtenida es menor a 0,05 con un 95% de confianza, por lo que es posible concluir que el promedio de rangos entre estos dos grupos tienen diferencias estadísticamente significativas.

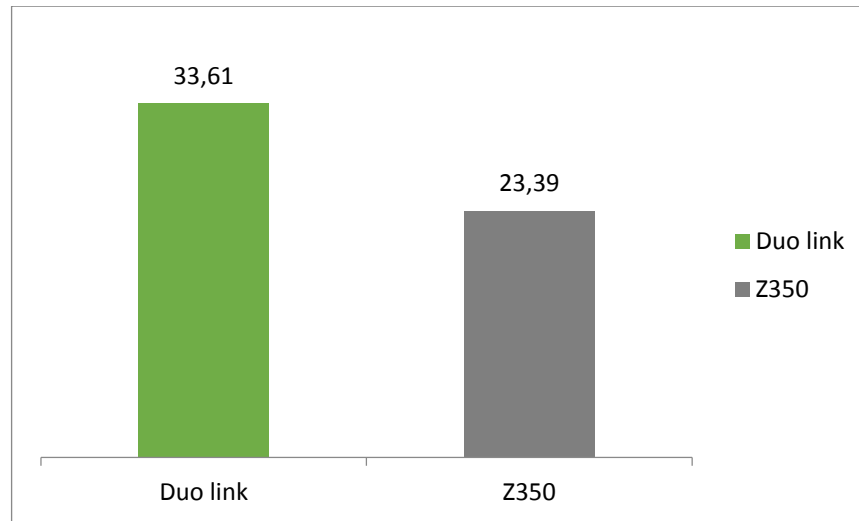


Gráfico 3. Rango promedio de resinas

Los datos contenidos en el gráfico 3, demuestran que el porcentaje de filtración del cemento Duo-Link, tomando en consideración el rango promedio, es significativamente superior que la resina Z350.

9. DISCUSIÓN

En el presente estudio se realizó la cementación de incrustaciones ocluso-proximales de resina compuesta, con un cemento de resina compuesta de activación dual versus una resina compuesta de restauración fluidificada con calor. El fin fue comparar el sellado y el porcentaje de filtración marginal entre ambos grupos, luego de someter a los cuerpos de prueba a un proceso de termociclado. Los resultados obtenidos mostraron un mejor sellado, y por lo tanto, un menor porcentaje filtración marginal en aquellas incrustaciones cementadas mediante una resina compuesta fluidificada con calor versus aquellas cementadas con un cemento de resina compuesta de activación dual. La percepción inicial es que el cemento de resina compuesta de activación dual, al ser menos viscoso, sellaría mejor la brecha entre el diente y la restauración, pero debido a que contiene menos relleno, su contracción de polimerización y los cambios dimensionales que experimenta bajo cambios bruscos de temperatura, son mayores a los experimentados por la resina compuesta de restauración, dejando así lugar para la filtración. Cabe destacar además que, al lograr que el material de restauración y el de cementación sea el mismo, los cambios dimensionales serán más parecidos entre sí, evitando la formación o extensión de la brecha marginal.

Lo anterior se ve refrendado por los estudios de Giovanni Rocca e Ivo Krejci, quienes después de varios estudios, recomiendan el uso de resina compuesta híbrida de restauración, activada por luz, para realizar la cementación de restauraciones indirectas de resina compuesta, procurando utilizar un sistema adhesivo de fotocurado compatible. Sus razones para recomendarla son:

- La resina compuesta de restauración exhibe las mejores propiedades mecánicas y la menor contracción de polimerización, en comparación con un cemento del mismo material.
- La resina compuesta de restauración presenta una viscosidad mayor que los cementos de resina compuesta, lo que se traduce en un mejor manejo durante la remoción de excesos.

- La resina compuesta de restauración, con activación por luz, presenta una mayor estabilidad y durabilidad, en comparación con aquellas duales o de autopolimerización. Esto significaría menores costos para la consulta.
- El tiempo de trabajo es ilimitado.
- Mejores resultados ópticos, debido a la amplia gama de colores presentes en el mercado.
- Se evita tener otro material en la consulta, destinado exclusivamente a la cementación.
- Los cementos de resina de activación dual, presentan sus mejores propiedades mecánicas al someterse a irradiación por luz. Esto significa que, si la reacción es activada de forma química, su dureza se verá disminuida, alterando la resistencia del cemento. (Rocca GT y Krejci I, 2007)
- La tasa de conversión de monómero es mayor al utilizar resina compuesta pre calentada, siendo directamente proporcional a la temperatura alcanzada. La temperatura en el piso de la preparación es menor a la de la superficie, por lo tanto, la conversión de monómero es mayor en la superficie del composite. (Rueggeberg F y cols., 2010; Daronch M y cols., 2005; Daronch M y cols., 2006 **A**)

Otros autores la recomiendan debido a que:

- “El uso de ésta resina compuesta precalentada mejora el manejo del material, disminuyendo su viscosidad, lo que genera márgenes perfectos en la restauración”. (Versluis A y cols., 1996)
- La resina compuesta mejora la adaptación, evita la formación de poros, aumenta la conversión de monómero, todo esto otorgándole mejores propiedades físicas y mecánicas. (Rickman L y cols., 2011)
- Al ser el mismo material, tanto en la restauración como en la línea de cementación, cuentan con compatibilidad química perfecta y propiedades biomecánicas idénticas entre ambas capas. (Lovell LG y cols., 2001)

- “El composite híbrido mostró los mejores resultados en términos de contracción de polimerización y estabilidad frente a la filtración. Los valores de contracción de los cementos auto adhesivos testeados (de activación química o por luz) fueron significativamente mayores que los observados en la resina compuesta. En cuanto a los cementos auto adhesivos de activación química, la falta de conversión de monómero en las etapas iniciales después de la polimerización, favoreció a la filtración de la masa de cemento”. (Bortolotto T y cols., 2013)
- “El re-calentamiento de composite sobrante no afecta el grado de conversión de monómero, por lo tanto se disminuye la pérdida de material”. (Daronch M y cols., 2006 **B**)

Por otro lado, la alta viscosidad de la resina compuesta de restauración, podría impedir el asentamiento de la restauración a su posición final. Es por ello que además de calentarla para lograr disminuir su viscosidad, se debe procurar esparcir la resina por toda la preparación cavitaria antes de la inserción de la incrustación. Una vez en posición de debe aplicar presión digital. En caso de presentar dificultades en la inserción, se podría utilizar la técnica de vibración con ultrasonido, la cual consiste en vibrar las restauraciones una vez posicionadas, para lograr mayor fluidez de la resina compuesta. El asentamiento incompleto de la incrustación genera una línea de cementación mayor, lo que se traduce en mayor contracción de polimerización y cambios dimensionales térmicos. (Rocca GT y Krejci I, 2007; Rickman L y cols., 2011)

Una pregunta importante que surge de la discusión es qué pasa con la resina al ser sometida a altas temperaturas, debido a que al calentar las jeringas de resina compuesta, ésta llega a 55°C. Trujillo M y cols., Lecamp L y cols., Cook WD y cols. y Rickman L y cols. relatan que es posible almacenarlas en el dispositivo de calentamiento por toda la jornada laboral. La resina compuesta podría polimerizar espontáneamente por calor, pero desde temperaturas de 140°C-200°C. Por otro lado, la evaporación del solvente y la degradación del fotoiniciador no ocurren sino hasta llegar a los 90°C, lo cual se aleja bastante de las temperaturas utilizadas en ésta técnica. Sin embargo, existe la duda de si, bajo calentamiento prolongado,

ciertos componentes de bajo peso molecular del sistema fotoiniciador, podrían volatilizarse, afectando subsecuentemente la polimerización por luz.

Trujillo M., Newman SM., Stansbury JW. reportaron que después de 8 horas de almacenaje a 54.5°C, la resina compuesta híbrida exhibió una reducción en la conversión inmediata al ser sometida a foto activación, en comparación con las muestras control, las cuales habían permanecido a temperatura ambiente, mientras que al almacenar a la misma temperatura, pero por 4 horas no tiene efectos adversos. En vista de dichos descubrimientos, es prudente limitar el tiempo de exposición de la resina al calor, acumulando un máximo de 4 horas de calentamiento total, para luego ser reemplazada, por lo que debe ser precalentada solo en el momento de la cementación, lo cual debiese estar concertado y programado para dicha sesión. (Trujillo M y cols., 1999; Lecamp L y cols., 1997; Cook WD y cols., 1997; Rickman L y cols., 2011)

Finalmente, con el objetivo de lograr la aplicación clínica del mencionado procedimiento, es de suma importancia considerar el posible daño que se podría generar al órgano pulpar a causa de la restauración mediante resina compuesta pre calentada, debido a que dicho procedimiento se indica tanto para piezas vitales como no vitales. Los autores Daronch M., Rueggeberg FA., Hall G y De Goes MF realizaron un estudio in vitro, donde cuantificaron las temperaturas obtenidas en cada uno de los pasos realizados durante la preparación y restauración de un diente, a través de la técnica adhesiva. Sus resultados fueron:

- Existen diferencias estadísticamente significativas entre la temperatura intrapulpar medida luego de la preparación cavitaria con alta velocidad y refrigeración, el grabado ácido junto a su respectivo lavado y la aplicación y fotoactivación del adhesivo v/s la temperatura intrapulpar medida luego de restauración mediante resina compuesta, ya sea a temperatura ambiente o pre calentada.
- Existen diferencias estadísticamente significativas entre la temperatura intrapulpar medida luego de restaurar con resina compuesta a temperatura ambiente v/s con una resina compuesta pre calentada (54°C o 60°C).

- No existen diferencias estadísticamente significativas entre la temperatura intrapulpar medida luego de restaurar con resina compuesta precalentada a 54°C v/s con una resina compuesta precalentada a 60°C.
- El alza de temperatura intrapulpar al utilizar composite pre calentado, tanto a 54°C como a 60°C, fue mayor en sólo 0.8°C, en comparación con la aplicación de resina compuesta a temperatura ambiente. (Daronch M y cols., 2007; Rickman L y cols., 2011.)
- Hubo un alza de 5°C en todos los grupos, durante la fotoactivación. (Daronch M y cols., 2007)

Con este estudio se concluye que el cambio de temperatura intrapulpar más alto ocurre cuando se aplica la luz fotopolimerizadora, no así con la resina compuesta pre calentada, la cual aumenta sólo ligeramente la temperatura intrapulpar, no generando, por lo tanto, efectos adversos. (Daronch M y cols., 2006 **B**; Daronch M y cols., 2007)

En un estudio in vivo, se midió la temperatura en el piso y la superficie de la preparación durante las distintas etapas del proceso restaurador y se analizó las diferencias entre la temperatura medida luego de restaurar con una resina compuesta a temperatura ambiente (23,6°C) v/s con una resina compuesta precalentada (54,7°C). Los resultados obtenidos fueron:

- Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los valores de temperatura medidos luego de la preparación cavitaria, el grabado ácido con su correspondiente lavado y la aplicación del adhesivo sin polimerizar.
- La temperatura medida en el piso de la preparación fue significativamente mayor al polimerizar el adhesivo.
- La temperatura medida en el piso de la preparación luego de la polimerización del adhesivo no mostró diferencias estadísticamente significativas con respecto a las temperaturas medidas en el piso y en la

superficie, luego de la aplicación de la resina compuesta a temperatura ambiente.

- Las temperaturas medidas en el piso y en la superficie del composite fueron significativamente mayores (Δ 6 y 8°C, respectivamente) al usar resina compuesta precalentada que al usar resina compuesta a temperatura ambiente.
- La temperatura medida en el piso de la restauración fue de $30,4^\circ \pm 0,3^\circ\text{C}$ para la resina compuesta a temperatura ambiente y $36,2^\circ \pm 1,9^\circ\text{C}$ para el material pre calentado.
- La temperatura medida en la superficie del composite fue de $29,6^\circ \pm 0,9^\circ\text{C}$ mientras que para el material pre calentado fue de $38,4^\circ \pm 2,2^\circ\text{C}$.
- No hubo diferencias estadísticamente significativas entre las temperaturas medidas en el piso y en la superficie de la preparación, luego de la restauración mediante una resina compuesta pre calentada. (Rueggeberg y cols., 2010)

Al analizar la bibliografía disponible se puede afirmar que existen diferencias considerables en la temperatura alcanzada luego de restaurar con una resina compuesta pre calentada v/s una resina compuesta a temperatura ambiente.

No se ha podido determinar aún la repercusión de éstas temperaturas en la vitalidad del órgano pulpar, por lo que se debe continuar la investigación con respecto a la respuesta pulpar frente a dicho tratamiento. Sin embargo, la resina compuesta se enfría rápidamente una vez retirada del dispositivo calentador y además el diente actúa como disipador de calor, resultando en temperaturas ligeramente superiores a la temperatura intraoral, que es esencialmente equivalente a la temperatura corporal (37°C). (Da Costa J y Hilton T, 2011; Daronch M y cols., 2006 **B**, Daronch M y cols., 2007; Rueggeberg y cols., 2010)

10. CONCLUSIONES

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

- Las restauraciones de resina compuesta cementadas con el cemento de resina compuesta de activación dual (Duo-link, BISCO) obtuvieron un porcentaje de filtración marginal de 15,5%.
- Las restauraciones de resina compuesta cementadas con resina compuesta (Filtek Z350 XT, 3M/ESPE) fluidificada con calor a 55°C obtuvieron un porcentaje de filtración marginal de 5%.
- Hubo diferencias estadísticamente significativas ($p=0.013$) entre el grado de sellado marginal obtenido en incrustaciones cementadas con cemento de resina de activación dual y el grado de sellado marginal obtenido en incrustaciones cementadas con una resina compuesta fluidificada con calor.
- La cementación de incrustaciones estéticas presenta mejor sellado marginal y por lo tanto, menor filtración marginal al utilizar como agente cementante una resina compuesta de restauración fluidificada con calor en comparación con un cemento de resina compuesta dual.

11. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Bader M, Astorga C y cols. (2004). Biomateriales Dentales: Propiedades Generales. Tomo I. 1ra edición. U. de Chile. Cap 1: Pág 3-4.
- Bortolotto T, Guillarme D, Gutemberg D, Veuthey JL y Krejci I (2013). Composite resin vs resin cement for luting of indirect restorations: Comparison of solubility and shrinkage behavior. *Dental Materials Journal* 32(5): 834–838.
- Calatrava L (2009). Protocolo para la selección de un cemento adhesivo. *Revista Odontológica de los Andes* 4(2): 79-88.
- Cook WD, Simon GP, Burchill PJ, Lav M, Fitch TJ (1997). Curing kinetics and thermal properties of vinyl ester resins. *J Appl Polym Sci* 64:769-781.
- Craig R (1988). “Materiales Dentales Restauradores”. 7º Edición. Editorial Mundi S.A.I.C. y F. Argentina. Cap 10: Pág 237-266.
- Da Costa J, Hilton T (2011). Preheating composites. *Journal of esthetic and restorative dentistry* 23 (4) 269-275.
- Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF (2005). Monomer conversion of preheated composite. *J Dent Res* 84:663-667.
- Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF (2006) **A**. Polymerization kinetics of preheated composite. *J Dent Res* 85:38-43.
- Daronch M, Rueggeberg FA, Hall G, de Goes MF (2007). Effect of composite temperature on in-vitro intrapulpal temperature rise. *Dent Mater* 23: 1283–1288.
- Daronch M, Rueggeberg FA, Moss L, De Goes MF (2006) **B**. Clinically relevant issues related to preheating composites. *Journal of esthetic and restorative dentistry* 18:240-250.
- de la Macorra J, Pradies G (2002). Conventional and adhesive luting cements. *Clin Oral Investig* 6:198-204.
- Diaz A, Vargas M, Haselton D (1999). Current status of luting agent for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 81:135-141.

- Ferjerskov O y Kidd E (2008). Caries dental: La enfermedad y su manejo clínico. 2° edición. Editorial Balckwell Munksgaard Ltd. Cap 20: Pág 363-364.
- Ferracane JL (1995). Current trends in dental composites. Crit. Rev. Oral Biol Med 6(4):302-18.
- Freedman G (2006). Adhesive Cementation: One step and predictable. Oral health and Dental Practice: 44-48.
- Giraudo E, Crosa M, Méndez A, Indovino J (1992). Adaptación a las paredes cavitarias de incrustaciones metálicas y de resina. Rev Asoc Odont Arg 80:10.
- Guede C (2004). Estudio comparativo in vitro de las propiedades mecánicas de resinas compuestas fluidas polimerizadas en distintos tiempos, a través de bloque de resinas compuesta previamente endurecida. Trabajo de investigación requisito para optar al título de Cirujano dentista. Universidad de Chile. Santiago.
- Gurel G (2003). The Science and Art of Porcelain Laminate Veneers. Quintessence Publishing Co 203: 125-127.
- Gwinnett A, Kanca J (1992). Micromorphology of the bonded dentin interface and its relation-ship to bond strength. Am J Dent 5:73-77.
- Hill EE (2007). Cements for Definitive Luting: A Review and Practical Clinical Considerations. Dent Clin N Am 51: 643–58.
- Hill EE, Lott J (2011). A clinically focused discussion of luting materials. Australian Dental Journal 56:(1 Suppl): 67–76.
- Julio Barrancos Mooney y Patricio J. Barrancos (2006). Operatoria dental: integración clínica. 4ta edición. Cap 53: Pág 1147-1149.
- Komal L, Mahesh V (2010). Conventional and Contemporary Luting Cements: An Overview. J Indian Prosthodont Soc 10(2):79–88.
- Lad P, Kamath M, Tarale K, Kusugal PB (2014). Practical clinical considerations of luting cements: A review. J Int Oral Health 6(1):116-20.

- Ladha K, Verma M (2010). Conventional and contemporary luting cements: An overview. *J Indian Prosthodont Soc* 10(2): 79-88.
- Lecamp L, Youssef B, Bunel C, Lebaudy P (1997). Photoinitiated polymerization of dimethacrylate oligomer: 1. Influence of photoinitiator concentration, temperature and light intensity. *Polymer* 38: 6089-6096.
- Lovell LG, Lu H, Elliott JE y cols. (2001). The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins. *Dent Mater* 17: 504-511.
- Macchi R (2006). *Materiales dentales. Tomo II: Restauraciones plásticas. 3era edición. Ed Med Panamericana. Cap 13: Pág 145-158.*
- Mandall N y cols. (2002). Orthodontic adhesives: A systematic review. *Journal of orthodontics* 29: 205-210.
- Meyer J, Cattani M, Dupuis V (1998). Compomers: between glass-ionomer cements and composites. *Biomaterials* 19:529-539.
- Miller M (2006). *Reality: The information source of esthetic dentistry. Reality Publishing Company.*
- Nandini S (2010). Indirect resin composites. *J Conserv Dent* 13:184-94.
- Nocchi E (2008). *Odontología Restauradora: Salud y Estética. 2da Edición. Ed Med Panamericana.*
- O'Brien W (2002). *Dental materials and their selection. 3ra edición.*
- Pegoraro T, da Silva N, Carvalho R (2007). Cements for use in Esthetic Dentistry. *J Dent Clin N Am* 51; 453–71.
- Phillips RW y Skinner EW (1989). *La ciencia de los materiales dentales de Skinner. 10ma edición. Ed Interamericana, Mexico.*
- Reeves G y cols. (1992). Comparison of marginal adaptation between direct and indirect composite. *Op Dent* 17:210.
- Reid J, Saunders W, Baidas K (1993). Marginal fit and microleakage of indirect inlay systems. *Am J Dent* 6:81.
- Rickman L, Padipatuvthikul P, Chee B (2011). Clinical application of preheated hybrid resin composite. *Br Dent J* 211:63-67.

- Robert G, Craig William J, O'Brien (1996). "Materiales Dentales: Propiedades y manipulación". 6ta edición. Pág 55-64.
- Rocca GT, Krejci I (2007). Bonded indirect restorations for posterior teeth. The luting appointment. Quintessence Int 38:543-553.
- Rueggeberg F, Daronch M, Browning W, De Goes M (2010). In vivo temperatura measurement: Tooth preparation and restoration with preheated resin composite. J Esthet Restor Dent 22(5):314-22.
- Santos G y cols. (2009). Adhesive Cementation of Etchable Ceramic Esthetic Restorations. JCDA 75(5)
- Smith D (1983). Dental cements current status and future psorpects. Dent Clin North Am 6(3):763-793.
- Terry DA (2004). Selecting a luting cement: Part 1. Pract Proced. Aesthet Dent 16:718-720.
- Trujillo M, Newman SM, Stansbury JW (1999). Effect of luting composite shrinkage and thermal loads on the stress distribution of porcelain laminate veneers. J Prosthet Dent 81:335-344.
- Uribe Echevarría J y cols. (1995). Adapataion of metallic, ceramic and compund resin inlays with different bonding agents. J Dent Res 74(Sp Issue): 731 (Abst 12).
- Versluis A, Douglas WH, Sakaguchi RL (1996). Thermal expansion coefficient of dental composites measure with strain gauges. Dent Mater 12:290-294.
- World Health Organization (1987). Oral Health Surveys. Basic Methods. 3rd Geneve Suiza.
- Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A (2010). Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. Schweiz Monatsschr Zahnmed 120 (11):972-86.

12. ANEXOS Y APÉNDICES

ANEXOS



FACULTAD DE
ODONTOLOGÍA
UNIVERSIDAD DE CHILE

ANEXO N°1: FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Ed. 02/07/2014

FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

TOMA DE MUESTRAS DENTARIAS PARA PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

“Análisis comparativo del grado de sellado marginal de restauraciones cementadas con un cemento de resina compuesta y con una resina compuesta de restauración fluidificada”

El propósito de esta información es ayudarle a tomar la decisión de participar, o no, en una investigación médica.

La alumna Daniela Andrea Corral Halal, alumno que realiza su Tesis de Pregrado en el Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile, bajo la tutoría del Prof. Dr. Marcelo Bader, está realizando un estudio cuyo objetivo es determinar si existen diferencias, o no, en el grado de sellado marginal de restauraciones cementadas con un cemento de resina compuesta y con una resina compuesta de restauración fluidificada. Por ésta razón que le solicitamos nos done y permita estudiar las piezas dentarias que le serán extraídas por indicación terapéutica en el servicio de Cirugía Máxilo Facial del hospital donde asiste.

Todos los datos relacionados con su persona e información personal serán guardados de forma confidencial. Las muestras serán almacenadas indefinidamente, con un código, hasta su utilización en el laboratorio para el fin anteriormente explicado y se utilizarán únicamente para el propósito de ésta investigación.

Su participación en esta investigación es completamente voluntaria, sin que su decisión afecte la calidad de la atención médica que le preste la institución. Usted no se beneficiará económicamente por participar en esta investigación y el estudio no tendrá costos para usted.

Es posible que los resultados obtenidos sean presentados en revistas y conferencias médicas, sin embargo su identidad e información personal no será divulgada.

Si usted desea conocer los resultados de los análisis, deberá preguntarle al alumno responsable (Nombre: Daniela Corral Halal; Teléfono: 9-4414278)

He leído lo anteriormente descrito, se me ha explicado el propósito de esta investigación médica y mis dudas han sido aclaradas. Con mi firma voluntaria de este documento consiento a donar mis dientes extraídos para este estudio de investigación. Se me entregará una copia firmada de éste documento y si solicito información, ella me será entregada por los investigadores.

Nombre del donante

Fecha

Firma del donante

Nombre del individuo que obtiene el consentimiento

Firma