



**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLÓGÍA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLÓGÍA RESTAURADORA
ÁREA DE BIOMATERIALES**

**ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE MICROFILTRACIÓN MARGINAL EN
RESTAURACIONES INDIRECTAS CEMENTADAS CON CEMENTO DUAL CON
Y SIN FOTOPOLIMERIZACIÓN**

Luis Antonio Villarroel Farías

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

**TUTOR PRINCIPAL
Dr. Manuel Ehrmantraut N.**

**TUTOR ASOCIADO
Dra. Silvia Monsalves B.**

**Santiago - Chile
2012**

AGRADECIMIENTOS.

Al Dr. Manuel Ehrmantraut por su buena disposición para realizar este trabajo, así como a la Dra. Silvia Monsalves.

A mi familia por la hermosa obligación de millones invertidos.

A mi paciencia por no extinguirse ante tanto despojo.

A todos.

Amén.

INDICE

Resumen.....	Página 1
Introducción.....	Página 2
Marco Teórico.....	Página 4
Hipótesis y Objetivos.....	Página 20
Materiales y Método.....	Página 21
Resultados.....	Página 25
Discusión.....	Página 28
Conclusiones.....	Página 32
Referencias Bibliográficas.....	Página 33
Anexos.....	Página 39

RESUMEN

Se realizó un estudio comparativo in vitro, en el que se comparó la microfiltración marginal entre restauraciones de resina compuesta cementadas con un cemento de resina dual autograbante (RelyX U100) con fotopolimerización y sin fotopolimerización.

Se utilizaron 30 terceros molares sanos recientemente extraídos a los cuales se les realizaron 2 cavidades tipo clase V en las caras vestibular y palatina/lingual. Se aislaron las cavidades y se confeccionaron incrustaciones de resina compuesta.

Fueron cementadas en primer lugar las incrustaciones en una de las caras de las piezas dentarias removiendo los excesos de cemento y fotopolimerizando por 40 segundos con una lámpara de fotopolimerizado Elipar™ 2500 3M (MR), luego se cementaron las restauraciones en la otra cara de los molares, se eliminaron los excesos y se depositaron los molares en una caja oscura, herméticamente cerrada por 48 horas.

Las muestras fueron sometidas a 100 ciclos de termociclado manual, luego seccionadas transversalmente pasando por el centro de cada restauración para ser observadas a través de un microscopio óptico determinando el porcentaje de penetración del colorante en la interfase diente-restauración.

Los datos obtenidos fueron tabulados y analizados existiendo diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos de estudio, concluyendo, por lo tanto, que en lo que a microfiltración se refiere el cemento dual autograbante RelyX U 100 presenta un mejor desempeño al ser fotoactivado.

INTRODUCCIÓN.

Para reparar o restituir la estructura dental deficiente se utilizan las restauraciones dentales, pudiendo estas ser directas (en la que se coloca el material preparando una masa plástica que se lleva a la boca del paciente donde endurece) o indirectas (cuando se da forma definitiva al material fuera de la boca del paciente), siendo necesario para estas últimas la utilización de agentes de cementación o cementos dentales (1,2), cuya función principal es llenar el vacío entre la restauración y el diente así como mantener la restauración en su lugar y prevenir su desalajo (1).

Estos materiales han evolucionado a través de la historia desde el fosfato de zinc utilizado desde principios del siglo XX, pasando por los cementos de policarboxilato, vidrios ionómeros, y más recientemente por los cementos de resina y cementos de vidrio ionómero modificados con resina. (3)

Los cementos de resina poseen características favorables que los hacen el material de elección para la cementación de restauraciones estéticas (4), así como para restauraciones metálicas y para la cementación de pernos endodónticos en remplazo de los cementos convencionales (5).

Estos cementos se clasifican según su polimerización en cementos autopolimerizables, fotopolimerizables y duales (1), estos últimos desarrollados con el fin de unir las características positivas de ambos tipos de fraguado. (6)

Recientemente se han desarrollado cementos de resina que no necesitan la utilización de sistemas adhesivos para preparar la estructura dentaria previo a la cementación (7). Son los llamados cementos autoadhesivos que poseen monómeros de metacrilatos con ácido fosfórico funcional, los que serían responsables de generar un puente químico con el ion calcio de la hidroxiapatita del esmalte y la dentina además de reaccionar con las partículas de relleno presentes en el cemento (8).

RelyX Unicem fue el primer cemento de resina compuesta autoadhesivo en ser introducido en el mercado (7). Presenta la misma composición que el cemento dual autoadhesivo Relyx U100, diferenciándose sólo en su presentación, en cápsulas y dispensador clicker respectivamente.

Este cemento ha demostrado generar un sellado efectivo, obteniendo valores de microfiltración más bajos que otros cementos (9), sin embargo esta característica, así como otras propiedades biológicas y físicas pueden verse adversamente afectadas si el cemento no es adecuadamente polimerizado (10). Algunas investigaciones sugieren que el uso exclusivo de la autopolimerización no es suficiente para alcanzar la máxima conversión del cemento (5,11).

En virtud de lo anterior, es que el presente trabajo busca evaluar la eficacia de este cemento autoadhesivo de curado dual RelyxU100 desde el punto de vista de la microfiltración marginal de restauraciones indirectas cementadas utilizando como variable el modo de polimerización sea este dual o sólo químico.

MARCO TEÓRICO.

La odontología restauradora es la disciplina odontológica que estudia y aplica de forma integrada el diagnóstico, el tratamiento y el pronóstico dental (12) teniendo como objetivo el mantenimiento o el restablecimiento de la forma, la función y estética, así como la integridad fisiológica del diente en relación armoniosa con la estructura dental remanente, los tejidos blandos y el sistema estomatognático. (13)

Para lograr esta labor se hace necesario el uso de biomateriales que permitirán agregar la sustancia faltante, reponer la pérdida o cambiar la deteriorada, efectuando así una restauración dentaria (2); pudiendo esta ser directa, en la que se trabaja el material preparando una masa plástica que se lleva a la boca del paciente y se coloca en la zona a restaurar; o indirecta en la que se da la forma definitiva al material restaurador fuera de la boca del paciente (2) y es posteriormente fijada a la preparación a través un elemento cementante.

Actualmente la odontología se asienta sobre tres pilares: el empleo de materiales no metálicos, la adhesión a las estructuras dentales y la obtención de una estética natural (14); los cuales pueden ser cumplidos utilizando las resinas compuestas.

Este material se utiliza para una variedad de aplicaciones en odontología, incluyendo a los materiales de restauración, revestimientos de cavidades, selladores de fosas y fisuras, inlays, onlays, núcleos y coronas, restauraciones provisionales, cementos para prótesis dentales simples o múltiples y dispositivos de ortodoncia, selladores endodónticos y postes radiculares. (15)

Básicamente, las resinas compuestas están formadas por tres materiales químicamente diferentes: la matriz orgánica o fase orgánica; la matriz inorgánica, material de relleno o fase dispersa; y una fase de acoplamiento entre ambas. (16,17)

La matriz orgánica de las resinas compuestas, está constituida básicamente por: un sistema de monómeros mono, di- o tri-funcionales; un sistema iniciador de la polimerización; un sistema acelerador que actúa sobre el iniciador y permite la polimerización en un intervalo clínicamente aceptable; un sistema de estabilizadores o inhibidores, que maximizan la durabilidad del producto durante el almacenamiento antes de la polimerización y su estabilidad química tras la misma y por último, absorbentes de la luz ultravioleta por debajo de los 350 nm para proveer estabilidad del color y eliminar sus efectos sobre los compuestos amínicos del sistema iniciador capaces de generar decoloraciones a mediano o largo plazo. (16)

Los monómeros presentes son el componente fundamental de la fase orgánica y corresponden a dimetacrilatos, es decir moléculas con dobles ligaduras, que generan un polímero de cadenas cruzadas como resultado de las etapas de una polimerización por adición: (2)

- **Iniciación:** se produce en el momento en que algunas moléculas del monómero desdoblán su doble enlace. Esta es quizás la más importante de conocer ya que esta etapa comienza cuando el operador decide que es necesario producir su transformación. (2,18)
- **Propagación:** las moléculas activadas han quedado con valencias libres, o sea con energía para desdoblar otros dobles enlaces y éstas, a su vez, a otras. (2) De este modo la cadena radical formada es capaz de adicionar monómeros sucesivos para propagar dicha cadena. (19)
- **Terminación:** produciéndose ya sea a través de una terminación por acoplamiento directo de cadenas, en la cual dos moléculas próximas intercambian sus valencias libres quedando así saturadas y sin posibilidad de seguir creciendo; o por transferencia de hidrógeno en la que se produce el pasaje de un átomo de hidrógeno de una molécula a otra, quedando una de las cadenas saturada e imposibilitada de continuar polimerizando, y la

otra permanece con un doble enlace y puede en algún momento reanudar el proceso si se le brinda la energía necesaria. (2)

El monómero base predominantemente usado en los composites dentales ha sido el bis-GMA (15,17), desarrollado en 1962 por Dr. Ray L. V Bowen. Esta molécula presenta un peso molecular relativamente elevado, para que la contracción que se produce como consecuencia de su polimerización no sea muy alta, (2) implicando una alta viscosidad del material, lo que limita la capacidad de incorporar grandes volúmenes de relleno en la resina, además de provocar una baja conversión del metacrilato, que lleva a cantidades significativas de monómero no reactivo comprometiendo la biocompatibilidad a largo plazo. (20)

Es por esto que se diluye con otros monómeros de bajo peso molecular como el dimetacrilato de bisfenol A (Bis-MA), el etilenglicol-dimetacrilato (EGDMA), el trietilenglicoldimetacrilato (TEGDMA), el metilmetacrilato (MMA) o el dimetacrilato de uretano (UDMA).(16)

En la actualidad, los principales fabricantes de resinas compuestas siguen apostando por los sistemas tradicionales, incorporando de forma mayoritaria en su matriz orgánica el monómero Bis-GMA/TEGDMA, o la asociación Bis-GMA /UDMA/TEGDMA. (16)

La matriz inorgánica esta compuesta por partículas de relleno que son incorporadas a la fase orgánica para mejorar sus propiedades físico-mecánicas, de ahí que la incorporación del mayor porcentaje de relleno posible sea un objetivo fundamental.

Gracias al relleno se consigue disminuir la contracción final de la polimerización, se obtiene mayor dureza, resistencia y disminución del desgaste; menor absorción de agua y menor reblandecimiento del material, se reduce el coeficiente de expansión térmica, se proporciona radiopacidad, se mejora la manipulación e incrementa la estética. (16,21)

Las partículas de relleno están compuestas de sílice de cuarzo, cerámica o sílica (17) aunque muchas resinas compuestas reemplazan parcialmente el cuarzo por partículas de metales pesados, como el bario, estroncio, zinc, aluminio o zirconio, que son radiopacos (16). En la actualidad se buscan materiales, como el metafosfato de calcio, que tengan una dureza menor que los vidrios de modo que sean menos abrasivos con el diente antagonista. (16)

La fase de acoplamiento esta formada por un órgano-silano, cuya molécula posee un grupo silánico en un extremo (unión iónica con SiO₂), y un grupo metacrilato en el otro extremo (unión covalente con la resina), siendo el agente de unión entre la resina orgánica y el relleno, teniendo una importancia fundamental en la resistencia del material. (16,17)

Existe para este material restaurador una clasificación muy popular y todavía utilizable, realizada por Lutz y Phillips, basada en el tamaño de la partícula de relleno, la cual divide las resinas compuestas en: resinas de macro relleno, microrelleno y en resinas compuestas híbridas (16), sumándose actualmente las microhíbridas y las resinas compuestas de nanopartícula.

- Resinas Compuestas Tradicionales o de Macrorrelleno

Corresponde a la primera generación de Resinas Compuestas. El relleno más común es el cuarzo con un tamaño de partícula entre 8 y 80 micrones (um) (22). Intentando mejorar las propiedades el tamaño de las partículas se disminuyó de 1 a 35 um. Esto permitió un aumento en la carga inorgánica (hasta 60% en volumen), lo que disminuyó la contracción de polimerización y aumentó la resistencia mecánica, sin embargo tenían un pulido deficiente. Actualmente están prácticamente en desuso. (23)

- Resina Compuesta de Microrrelleno

Poseen sílice coloidal como relleno inorgánico (22). El tamaño de las partículas de relleno oscila entre 0,01 y 0,04 μm . Dentro de sus ventajas destacan una buena textura superficial, estabilidad de color, poco desgaste y excelentes cualidades de pulido. Entre las desventajas de estos materiales se pueden mencionar su gran contracción de polimerización (constan de menos relleno que las anteriores) y su falta de resistencia mecánica. (23)

- Resinas Compuestas Híbridas

Las partículas de las resinas compuestas de tipo híbrida, corresponden a sílice coloidal (micro relleno) y partículas con un tamaño promedio entre 1.5 y 2 μm , lo que otorga una superficie con mayor pulido y adecuada resistencia mecánica. (22) Esta mezcla de tamaño de partículas otorga la resistencia mecánica de las Resinas compuestas de Macrorrelleno y las cualidades estéticas y de pulido de las de microrrelleno (23)

- Resinas Compuestas Microhíbridas:

Mezclan partículas de microrelleno con partículas más grandes, de un tamaño entre 0.4 y 0.7 μm . Al tener esta combinación de partículas, es posible incorporar un alto porcentaje de relleno, aproximadamente un 67% en volumen. Poseen excelentes propiedades físicas, con una resistencia mecánica compresiva mayor que las anteriores y una resistencia al desgaste compatible a su función, siendo útiles en piezas dentarias del sector anterior como en el posterior de la boca. Además poseen buena terminación y pulido. (22)

- Resinas de Nanorelleno

Este tipo de resinas son un desarrollo reciente, contienen partículas con tamaños menores a 10 nm (0.01 μ m), este relleno se dispone de forma individual o agrupados en "nanoclusters" o nanoagregados de aproximadamente 75 nm. Presentan ventajas en sus propiedades mecánicas y estéticas tales como una mayor resistencia a la abrasión, translucidez y un pulido superficial superior a los anteriores tipos de resina compuesta; teniendo aplicaciones tanto en el sector anterior como en el posterior. (24)

Pese a sus ventajas las resinas compuestas presentan como principal problema la contracción de polimerización, que oscila entre el 1,35 y el 7,1% en volumen (16), lo que produce fallas cohesivas y adhesivas, que, junto al grado de conversión monómero-polímero, son las causas principales del fracaso de las restauraciones de resinas compuestas, pudiendo comprometer la integridad del sellado marginal produciéndose como consecuencia, el paso clínicamente indetectable, de bacterias, fluidos, moléculas o iones entre la brecha diente/restauración, proceso denominado filtración marginal (25).

La microfiltración de bacterias cariogénicas a lo largo de las paredes de la cavidad de las restauraciones, es una causa significativa de inflamación pulpar, necrosis pulpar y caries secundaria en dientes restaurados, incluyendo como signos y síntomas: sensibilidad en el postoperatorio inmediato, sensibilidad crónica y la decoloración marginal. (26)

Una manera de compensar los problemas generados por la contracción de polimerización de las resinas compuestas directas es mediante el uso de sistemas indirectos, (27) los que se mantienen unidos, pegados o adheridos al remanente dentario mediante los cementos dentales. (2)

El Fosfato de zinc, óxido de zinc eugenol y cementos silico-fosfato fueron utilizados desde principios del siglo XX hasta la década de 1970 cuando se desarrollaron nuevos cementos como los de policarboxilato, luego cementos de

vidrio ionómero y dentro de los últimos treinta años se han desarrollado cementos de resina y cementos de resina modificados con vidrio ionómero. (3)

Como características biológicas, mecánicas y de manipulación que deben cumplir los cementos dentales se encuentran:

1. Deben ser biotolerados por los tejidos dentarios.
2. Deben ser insolubles en el medio bucal y deben mantener una restauración sellada e intacta.
3. Deben ser lo suficientemente fluidos para permitir el asiento completo de la restauración.
4. Deben formar una masa dura lo suficientemente fuerte como para resistir las fuerzas funcionales.
5. Deben ser de fácil manipulación y permitir suficiente tiempo de trabajo para colocar la restauración.
6. Deben poseer una baja viscosidad y espesor de la película, con el fin de llegar a los detalles más pequeños entre restauración y el diente.
7. Deben tener la transparencia suficiente a la luz.
8. Deben proporcionar un aislamiento térmico suficiente.
9. Deberían ser capaces de unirse a los tejidos dentales.
10. Debe tener una larga vida útil. (3,28,29,30)

La clasificación de los cementos varía en la literatura, organizándose en cementos AB (ácido-base), en contraposición a los cementos formados por la polimerización de las macromoléculas; con respecto a sus principales componentes, según el tipo de unión entre el cemento y la matriz dentaria, o simplemente clasificados en cementos convencionales (fosfato de zinc, policarboxilato, ionómero de vidrio) y contemporáneos (cementos de resinas y cementos de resinas modificados con vidrio ionómero). (3,28)

Los mecanismos de cementación son descritos como de tipo micromecánico, y molecular. (28,31). El cemento llena la brecha diente/restauración y mantiene la restauración en su sitio al introducirse en

pequeñas irregularidades de la superficie. El paralelismo de las paredes de la preparación hace imposible el retiro de la restauración sin romper las proyecciones de cemento en los recesos de la superficie.

- En la unión micromecánica, las irregularidades de la superficie se han mejorado ya sea en el esmalte a través de un grabado ácido fosfórico, en la cerámica con ácido fluorhídrico y sobre los metales mediante grabado electrolítico, grabado químico o arenado; para proporcionar mayores defectos que rellenará el cemento, funcionando bien en materiales con alta resistencia a la tracción (cemento de resina o cemento de vidrio ionómero modificado con resina).
- La adhesión molecular resulta de atracción bipolar, fuerzas de Van der Waals, y la formación de uniones químicas débiles entre el cemento y la estructura dental (policarboxilato y de vidrio ionómero).

Asegurar una óptima resistencia y retención en la preparación del diente tiene una importancia primaria (30), siendo este anclaje mecánico con las superficies rugosas en las paredes paralelas de la preparación el principal medio de retención para la fijación de cemento, independiente de su composición química (28). Además de lo mencionado el cemento debe actuar como una barrera contra la microfiltración microbiana, sellando completamente la interfase diente/restauración y protegiendo la unión. (30)

La elección del cemento debe basarse en el tipo y diseño de la restauración planeada, en el conocimiento básico de los materiales disponibles, así como en los requisitos definidos por el paciente (por ejemplo, el índice de caries) (28) ya que ninguno de los productos actuales posee todas las cualidades de un agente de cementación ideal. (3)

Cementos de resina basados en metil metacrilato han estado disponibles desde 1952 para la cementación de restauraciones indirectas, siendo reformulados y mejorados en los últimos 20 años impulsados por la demanda de restauraciones libres de metal. (3)

Actualmente estos cementos presentan una composición similar a las resinas compuestas pero con menor cantidad de relleno lo que les otorga una mayor fluidez (23); están formados por metil metacrilato, bisfenol glicidil metacrilato (Bis GMA), o uretano dimetacrilato (UDMA), con cargas de sílice coloidal o de vidrio de bario 20% a 80% en peso. (3,28)

En general, los cementos de resina son utilizados no solo para la cementación de restauraciones estéticas indirectas de cerámica o resina compuesta (11,32,33) para las cuales son consideradas el material de elección, (4) sino también para la cementación de restauraciones metálicas, como una alternativa al cemento de fosfato de zinc e ionómero de vidrio, y para la cementación de pernos endodónticos. (5)

Pese a lo anteriormente mencionado los agentes de cementación de resina están diseñados e indicados principalmente para situaciones clínicas concretas en las que sus cualidades positivas son más necesarias, por ejemplo, para unir restauraciones estéticas de cerámica, carillas o restauraciones indirectas de resina, para la fijación de restauraciones de metal o ceramo-metálicas en preparaciones dentales que presentan una reducida retención (es decir, preparaciones de coronas cortas o cónicas, o prótesis parciales fijas adheridas con resina), y para cementación de espigas (postes) en dientes tratados endodónticamente (1).

Debido a la diversidad de productos e ingredientes, las propiedades físicas de los cementos de resina varían, pero algunas generalizaciones pueden ser hechas: (28,34)

Ventajas

- Resistencia a la compresión y a la tracción.
- Baja solubilidad.
- Alta retención micromecánica al diente, aleaciones y cerámica.
- Cualidades estéticas, con opciones de color disponibles.

Desventajas

- Las resinas compuestas son más sensibles a la técnica.
- Compatibilidad pulpar puede ser un problema, especialmente para preparaciones profundas.
- La remoción de una restauración puede requerir su total destrucción.
- Bajo módulo de elasticidad (rigidez) que puede ser un perjuicio para apoyar prótesis de múltiples unidades de cerámica sin metal.
- No ofrece la liberación o absorción de flúor.
- El espesor de la película puede ser relativamente alto.
- Más costosos por unidad de dosis que los cementos convencionales.
- Dificultad de retirar excesos de cemento en zonas de difícil acceso.
- El uso de agentes basados en eugenol inhiben la polimerización del cemento.

Estos materiales suelen clasificarse según el mecanismo a través del cual es formada la matriz orgánica en: cementos de autocurado o curado químico, fotoactivados o activado por luz y cementos duales (1), estos últimos lanzados al mercado con el fin de unir las características favorables de los cementos resinosos fotoactivados y de los autopolimerizados. (6)

Los cementos de resina que son polimerizados químicamente son fabricados en un sistema de doble pasta o en forma de polvo-líquido. La polimerización química comienza mediante la mezcla de ambos componentes. En

el sistema de pasta, una de ellas contiene peróxido de benzoilo que inicia la reacción y en el otro hay una amina terciaria que acelera la polimerización. (3)

Los cementos de resina que se polimerizan con luz son producidos en un sistema de una pasta. En estos cementos, como absorbente de luz, contiene canforoquinona y como acelerador una amina alifática. (3)

Los cementos de resina de curado dual se presentan como dos pastas o en forma de polvo-líquido (p.e. RelyX Unicem en capsulas). En su estructura hay tanto iniciador de polimerización (canforoquinona) como componentes químicos activadores (amina terciaria) (28), iniciando ambas formas de curar una dinámica de formación de radicales libres y conversión del monómero que naturalmente, se solapan entre sí durante el período de curado. (35)

Los productos de polimerización lumínica ofrecen las ventajas clínicas de tiempo de trabajo prolongado y la estabilidad del color (36); permiten eliminar el exceso de cemento antes de polimerizar, reduciendo, por lo tanto, el tiempo de acabado del procedimiento. Otra de las ventajas de los cementos de fotocurado es la estabilidad del color en comparación con los cementos de resina de curado químico o dual. (8)

Un factor importante para el uso de este tipo de cementos es el espesor de la restauración. Si la profundidad de curado no es suficiente entonces el cemento no alcanzará su resistencia óptima, lo que podría resultar en un fracaso de la restauración. De acuerdo con la norma ISO 4049, la profundidad de curado de los cementos de resina debe ser mayor que 1,5 mm. (8)

Es por esto que el uso de cementos de curado lumínico está limitado a situaciones tales como carillas o incrustaciones superficiales en los cuales el espesor y el color de la restauración no afectan a la capacidad de la luz de curado para polimerizar el cemento. (36)

Los cementos resinosos duales fueron desarrollados para conciliar las características favorables de los cementos autopolimerizables y fotopolimerizables

compensando, de esa manera, la pérdida o ausencia de luz debido a la distancia entre la fuente activadora y el sistema cementante, o la atenuación del pasaje de la luz a causa de la interposición de un material restaurador indirecto metálico o de un material restaurador indirecto estético espeso. (6)

En el caso de las restauraciones estéticas, parámetros como el espesor de la restauración, color, composición química y estructura, número, tamaño y distribución de los defectos, la porosidad o pigmentos; pueden fuertemente determinar la atenuación de la luz. (37)

Una vez que el material haya sido colocado, la restauración posicionada y el exceso de cemento retirado de alrededor de la restauración, el proceso de curado puede ser aumentado con 20 a 40 segundos de exposición a la luz visible de una unidad de curado dental convencional para aumentar significativamente la tasa de polimerización del radical libre que crea la red metacrilato de cadenas cruzadas. (38)

Mientras la fotoactivación inmediata garantiza la estabilidad inicial necesaria para resistir las tensiones clínicas, el curado químico garantizará el alcance de sus máximas propiedades a través del tiempo y donde la luz no puede llegar. (35)

La unión entre el cemento resinoso y los tejidos duros del diente, se generaba hasta hace unos años, al aplicar sistemas adhesivos que en sus inicios constaban de 3 pasos (grabado, imprimación y adhesivo), siendo luego combinados en 2 pasos y posteriormente en un solo paso con los sistemas autograbantes (39).

Desde hace unos años se han desarrollado agentes de cementación que no requieren grabado previo, primers, o agentes de unión para unirse a la superficie del diente (7). Estos cementos son considerados autoadhesivos y autograbantes, siendo llamados cementos de resina "todo-en-uno", cementos universales y cementos de resina autoadhesivos. (8)

La técnica de grabado ácido total con frecuencia resulta en sensibilidad postoperatoria, siendo sustituida por métodos autograbadores menos invasivos (3). Además la técnica de aplicación en múltiples pasos ha mostrado ser compleja y sensible, ya que depende de la ejecución, la técnica de acondicionamiento y de los sistemas adhesivos autograbantes lo cual puede influir en la eficacia de la unión. (39)

El principal beneficio de estos cementos autoadhesivos parece ser la simplicidad de aplicación, al reducir drásticamente el número de pasos de aplicación, acortando el tiempo de tratamiento clínico y disminuyendo la sensibilidad de la técnica, minimizando los errores de procedimiento a lo largo de las fases de tratamiento. (38,40)

La propiedad autoadhesiva estaría determinada por la introducción en su composición de un tipo específico de monómero funcional ácido, el cual sería capaz de generar una desmineralización superficial ya que poseen en su estructura molecular grupos fosfatos y grupos fosfonatos (38), los que serían responsables de generar un puente químico con el ion calcio de la hidroxiapatita del esmalte y la dentina además de reaccionar con las partículas de relleno presentes en el cemento. (8)

Estas cargas están compuestas de combinaciones de sales de fluoroaluminosilicato de bario, aluminosilicato de calcio, aluminosilicato de estroncio, fluoruro de iterbio, cuarzo y sílice coloidal. La disolución superficial de las partículas de relleno libera sodio, calcio, iones silicato y fluoruro que pueden tomar parte en la reacción de fraguado o ser liberados localmente. (38)

En un principio el cemento presenta una alta hidrofiliidad, lo que facilita la humectación y adaptación a la superficie del diente, sin embargo, los materiales se hacen progresivamente más hidrófobos a medida que los grupos ácidos son consumidos a través de la reacción con el calcio de los tejidos dentarios y una variedad de óxidos metálicos liberados de las partículas de relleno. (38) Dicha reacción terminaría finalmente en un cambio inteligente a una matriz hidrofóbica

(41). Presenta un pH inicial de aproximadamente 2-4 durante la primera hora, seguido por un continuo aumento llegando a la neutralidad a las 24 a 48 horas.

(42,43)

Los monómeros de ácido funcionales actualmente utilizados para lograr la desmineralización y la unión a la superficie del diente son todavía predominantemente monómeros de metacrilato, ya sea con grupos de ácido carboxílico, como 4-metacriloxietil trimelitato anhidro (4-META) y dimetacrilato de glicerol piromelítico (PMGDM), o grupos de ácido fosfórico, con 2-metacriloxietil hidrogeno fosfato (fenil-p), 10-metacriloxidecil dihidrogeno fosfato (MDP), bis (2-metacriloxietil) fosfato ácido (BMP) y pentacrilato monofosfato de dipentaeritrol (Penta-P). (38)

La concentración del monómero ácido en estos materiales debe estar equilibrada a ser lo suficientemente baja para evitar una hidrofiliidad excesiva en el polímero final, pero lo suficientemente alta como para alcanzar en grado aceptable de unión a través del autograbado de la dentina y esmalte. Del mismo modo un carácter hidrófilo excesivo puede causar hinchazón del material que puede comprometer la resistencia mecánica, así como la estabilidad dimensional. (38)

Los activadores e iniciadores en los cementos de resina autoadhesivos difieren de los aquellos presentes en cementos de resina convencionales. Esto se debe a que tanto las aminas terciarias alcalinas (reductor) como lo es el peróxido de benzoilo (oxidante), que son las desencadenantes de la reacción de polimerización, tienden a generar sales y radicales libres (respectivamente) en medios ácidos, como el que se presenta con el cemento de resina autoadhesivo en su composición. Para evitar que se pierda tanto el activador como el iniciador durante el periodo de almacenamiento se introduce el peróxido de benzoilthiourea (BTU) como agente reductor en la parte no ácida del producto y el hidroperóxido de cumena (CHP) como oxidante ácido resistente en la parte ácida del producto. (38)

RelyX Unicem fue el primer cemento de resina compuesta autoadhesivo en ser introducido en el mercado (7), ganando rápidamente popularidad debido a su técnica simplificada de aplicación. De este modo varios fabricantes desarrollaron cementos autoadhesivos. (39)

Algunos cementos que actualmente están disponibles en el mercado son: SmartCem2 (Dentsply), Utilink Sprint (Ivoclar-Vivadent), ESPE), BisCem (Bisco), SeT (SDI) y RelyX Unicem/U100 (3M ESPE). Ellos difieren en términos de sistemas de entrega, tiempos de trabajo y curado, número de colores disponibles y composición, pero de acuerdo a los fabricantes todos los cementos autoadhesivos liberan iones fluoruro, todos son de curado dual, radiopacos y están indicados para la cementación adhesiva de virtualmente cualquier restauración indirecta, excepto para la cementación de carillas. (41)

La diferencia entre RelyxU100 y Unicem es la presentación, siendo el primero en cápsulas (polvo-líquido) y el segundo en clicker (pasta-pasta). La cápsula monodosis, Aplicap, le provee una mezcla fácil y reproducible que puede dispensarse directamente en la restauración. En cambio el dispensador clicker dispensa dosis preestablecidas para una proporción uniforme de las pastas lo que hace que la mezcla sea sencilla y económica. (44)

Al ser su composición química y su mecanismo de polimerización el mismo, es posible extrapolar la información del Relyx Unicem al Relyx U100.

La adhesión obtenida por este cemento dice depender de retención mecánica y la interacción química entre los grupos de monómeros ácidos y la hidroxiapatita (41). Esta interacción parece permitir al cemento autoadhesivo Relyx generar autoadhesión tanto en el esmalte como la dentina, resultando en un sellado efectivo, obteniendo valores de microfiltración más bajos que otros agentes cementantes examinados. (Fosfato de zinc, ionómero convencional, ionómero mejorado, Relyx ARC, Panavia F). (9)

Algunas investigaciones sugieren que el uso exclusivo de la autopolimerización no es suficiente para alcanzar la máxima conversión del cemento (5,11,45,46). De ahí que según la dependencia de la luz, los cementos en base a resina dual se podrían clasificar en:

- Fotodependientes, aquellos que para alcanzar una reacción de polimerización adecuada necesitan de la activación por la luz. Sin la luz, la reacción autocatalizada no sería efectiva
- No fotodependientes, los que logran desencadenar una adecuada reacción de polimerización a pesar de la falta de fotactivación. (47)

Sin embargo, esta clasificación merece reparos, puesto que las vías de activación de la polimerización son independientes entre sí. (35)

La compatibilidad biológica y cualidades físicas de los cementos de resina no sólo dependen de la calidad y cantidad de diferentes polímeros y materiales inorgánicos en su composición, sino que también están estrechamente relacionados con el mecanismo de curado de la resina de polimerización. Si el cemento resinoso no puede ser adecuadamente polimerizado, sus propiedades físicas y biológicas pueden ser adversamente afectadas (10), estando asociado con problemas tales como sensibilidad postquirúrgica, microfiltración, caries recurrentes, susceptibilidad a la degradación, decoloración y disminución de las propiedades mecánicas. (48)

En virtud de lo anterior, es que el presente trabajo busca evaluar la eficacia de este cemento autoadhesivo de curado dual desde el punto de vista de la microfiltración marginal de restauraciones cementadas, utilizando como variable el modo de polimerización, sea este dual o sólo químico, evaluando los resultados a las 48 horas posteriores a su mezcla y cementación.

HIPÓTESIS.

No existen diferencias significativas en la microfiltración marginal de restauraciones de resina compuesta cementadas con cemento RelyX U100 con fotoactivación versus sin fotoactivación.

OBJETIVO GENERAL.

Determinar si existen diferencias significativas en la microfiltración marginal de restauraciones de resina compuesta al ser cementadas con cemento RelyX U100 utilizando fotoactivación versus sin fotoactivación.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

- Determinar la microfiltración marginal en restauraciones de resina compuesta cementadas con cemento RelyX U100 sin fotoactivación.
- Determinar la microfiltración marginal en restauraciones de resina compuesta cementadas con cemento RelyX U100 utilizando polimerización dual.
- Analizar comparativamente los resultados obtenidos de los grupos en estudio.

MATERIALES Y MÉTODO.

El trabajo experimental se realizó en el Laboratorio de Biomateriales Odontológicos del Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile.

Se utilizaron 30 molares humanos sanos extraídos recientemente con indicación de extracción, previa autorización por parte del paciente a través de un consentimiento informado (ver anexos), se almacenaron en una solución de suero fisiológico con formalina al 0,2% en un recipiente cerrado, con el objeto de mantener su hidratación hasta ser ocupados en la etapa experimental.

Se eliminaron los restos de ligamento periodontal con curetas y se limpiaron con una suspensión de piedra pómez fina en agua aplicada con escobilla de copa blanda.

Se procedió a realizar en dos caras de cada pieza (vestibular y palatina/lingual) una preparación cavitaria clase V, estandarizadas en 3mm de ancho, 4mm de largo y 3mm de profundidad; ubicadas en el tercio medio de la cara en cuestión, a 1mm sobre el límite amelocementario, dejando la pared axial en dentina.

Las preparaciones fueron efectuadas por el mismo operador, con una turbina con refrigeración constante y una fresa de diamante tronco-cónica de extremo redondeado S. S. White nº 856 018, cambiándose cada 5 cavidades.

Luego con un lápiz indeleble se enumeraron las muestras del 1 al 30, además de identificar una de las caras con una marca para conformar 2 grupos de estudio: (Imagen 1)

- Grupo 1: restauraciones de resina compuesta cementadas con sistema dual. (marcada)
- Grupo 2: restauraciones de resina compuesta cementadas sin fotoactivación. (no marcada)

Todas las muestras se mantuvieron en suero fisiológico hasta ser restauradas.



Imagen 1: cavidades realizadas y marcadas para diferenciar por grupo de estudio

Se aislaron las cavidades con aislante para acrílico y mediante técnica incremental, se confeccionaron incrustaciones de resina compuesta (Filtek™ Z350 de 3M ESPE) dejando un botón de composite en la cara externa para su fácil retiro y manipulación. Una vez terminadas se retiraron, se limpiaron con escobilla suave y agua, y por último se secaron con aire comprimido.

Para identificar la incrustación a su respectiva cara y pieza dentaria, se marco el botón de resina de color azul para identificarlo con la cara correspondiente, además de guardarlas en una caja numerada para identificar las incrustaciones a su correspondiente diente.

En una primera etapa se cementaron las restauraciones del Grupo 1, removiendo los excesos de cemento y fotopolimerizando por 40 segundos con una lámpara de fotopolimerizado Elipar™ 2500 3M (MR), previa medición de su potencia lumínica con un radiómetro de polimerización (Optitux model 100 Kerr, USA) mostrando valores de 700-800 mW/cm². Luego fueron cementadas las restauraciones del Grupo 2 sin fotoactivarlas, se eliminaron los excesos y se depositaron los molares en una caja oscura, herméticamente cerrada, hasta el momento de su testeo, 48 horas posterior a su cementación.

Posteriormente se sellaron los ápices mayores a 1 mm con vidrio ionómero convencional y se cubrieron todas las superficies externas de cada diente con una capa de cianoacrilato, dos capas de esmalte de uñas y una capa de acrílico de autocurado, evadiendo el margen de las restauraciones en aproximadamente 1 mm, para asegurar la impermeabilidad de las raíces de los molares, dejando al descubierto las restauraciones realizadas. (49) (Imagen 2)

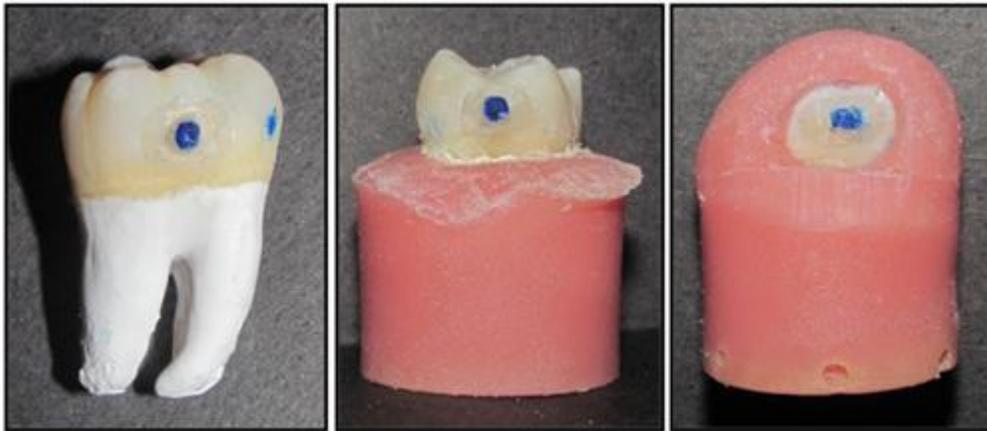


Imagen 2: muestras preparadas para termociclado

A continuación las muestras fueron sometidas a un proceso de termociclado manual que consistió en 100 ciclos entre 6°C y 60°C sumergiendo los especímenes 30 segundos en cada baño térmico y atemperándose a 23°C durante 15 segundos antes de cambiar de un baño a otro. El baño térmico de los tres recipientes en los que se sumergieron las piezas dentarias contenía 200 ml de solución acuosa de azul de metileno al 1%, el cual sirvió como indicador de la microfiltración en la interfase diente-restauración.(49,50,51)

Posteriormente se procedió a cortar las piezas dentarias en sentido perpendicular a su eje mayor a nivel coronario, con discos de carbundum con refrigeración, pasando por las dos cavidades para exponer así la interfase diente-restauración. Se utilizó un disco nuevo por cada diente y a baja velocidad.

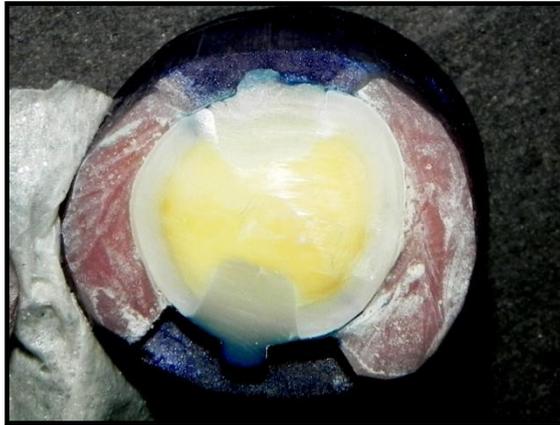


Imagen 3: Sección transversal para ser observada al microscopio

La microfiltración se observó con un microscopio óptico con aumento de lupa (Karl Zeiss, Alemania), midiendo la distancia que el colorante recorrió la interfase. Con dicha distancia se calculó el porcentaje de infiltración en relación a la longitud total de la profundidad de la cavidad hasta la pared axial, siendo posteriormente promediados los valores para cada una de las restauraciones.

Los resultados obtenidos fueron tabulados y analizados estadísticamente para determinar si existían diferencias significativas entre los grupos de estudio.

RESULTADOS

De los 30 molares utilizados como muestra fueron eliminados 5 por presentar infiltración del colorante durante la fase de termociclado tiñendo por completo las muestras. De las 50 incrustaciones restantes, 1 perteneciente al Grupo 2 fue excluida del estudio por desalojarse previo a la observación por microscopio.

Las 25 piezas restantes, que corresponden a 49 datos de microfiltración fueron tabulados según el grupo al cual pertenecen, sean estos fotoactivados (Grupo 1) o no fotoactivados (Grupo 2).

pieza	Grupo 1	Grupo 2	pieza	Grupo 1	Grupo 2
1	8,01	9,17	14	1,55	4,4
2	5,43	8,47	15	2,5	3,22
3	4,65		16	5	3,54
4	10,46	5,38	17	1,5	5,79
5	1	4,1	118	3,6	4,54
6	7,7	9,04	19	4,7	5,68
7	1,66	5,562	20	5,3	7,56
8	5,9	6,61	21	2	4,83
9	6	6,9	22	2	4,21
10	3	3,55	23	3,9	2,75
11	2,79	6,38	24	6,9	3,21
12	2,08	9,35	25	1,7	6,61
13	2	4,21	promedio	4,0532	5,40248

Tabla 1: Porcentajes de microfiltración para ambos grupos

Análisis de Resultados

Los resultados obtenidos fueron analizados en el programa SPSS ((IBM SPSS Statistics 20.0), se obtuvieron medidas estadísticas descriptivas de tendencia central para los 2 grupos, además de ser sometidos al test de Shapiro-Wilk para confirmar la normalidad de los datos.

	Media	Mediana	Desviación Típica
Grupo 1	4,0532	3,6	2,4638
Grupo 2	5,6276	5,471	2,00378

Tabla 3: análisis descriptivo de los resultados

En el caso de la prueba de Shapiro Wilk no se confirma una distribución normal de los datos en el caso del grupo no fotoactivado (0.037) al ser el valor de significancia menor a 0.05.

	Fotopolimerización	Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.
Porcentaje	Si	0,935	24	0,128
	No	0,914	25	0,037

Tabla3: Pruebas de normalidad de muestras

El gráfico 1 muestra el diagrama en caja y bigote donde se comparan los estadígrafos de los grupos 1 y 2. Estas cajas representan los 50% de los casos de cada grupo, limitados por los percentiles 25 y 75.

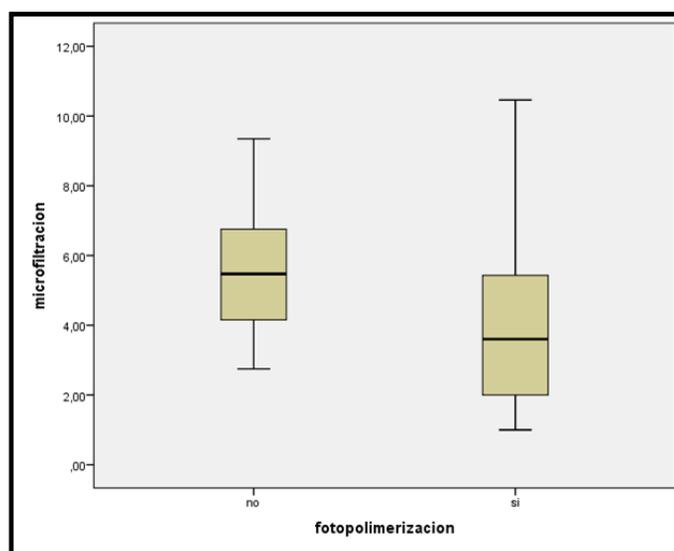


Gráfico 1 Diagrama de caja y bigotes

Al no presentar las muestras una distribución normal los datos fueron analizados utilizando pruebas no paramétricas, aplicando la prueba de U de Mann-Whitney con un nivel de confianza del 95 %.

Hipótesis Nula	Test	Sig.	Decisión
No existen diferencias en la distribución de microfiltración entre las categorías de fotopolimerización	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0,015	Rechazar la Hipótesis Nula

El nivel de significancia es 0,05

Tabla 2 Resumen prueba de hipótesis

Al ser el valor de significancia de 0.015 se rechaza la hipótesis nula, concluyendo que si existen diferencias estadísticamente significativas entre el grupo fotoactivado y el grupo no fotoactivado.

DISCUSIÓN

De acuerdo con los resultados obtenidos se observó que el modo en que es activada la reacción de polimerización influye en los valores de microfiltración en restauraciones cementadas con el cemento dual autograbante Relyx U100.

Es sabido que existen sistemas de activación que logran una mayor eficiencia de conversión de monómero a polímero siendo el sistema más eficiente aquel activado por calor, luego el sistema fotoactivado y finalmente el sistema activado químicamente que sería el que dejaría mayor cantidad de monómero residual. (21)

Varios estudios han indicado mejoras sustanciales en los niveles de conversión de metacrilato cuando la activación de tipo dual se compara con autocurado. (45,46)

Midiendo el porcentaje de conversión del metacrilato en diferentes cementos autoadhesivos de curado dual, entre ellos al cemento Relyx Unicem, estudios han demostrado que independiente del tiempo de curado la tasa de conversión de metacrilato para el modo de doble curado es significativamente más alta que para el modo de autocurado. (52,53)

En un estudio similar Vrochari & cols obtienen bajos valores de conversión para el modo de autocurado, mostrando una diferencia altamente significativa en el porcentaje de conversión ($p < 0,0001$), entre los dos modos de curado (sistema dual versus sistema autocurado), cuestionando si estos materiales pueden ser utilizados con éxito en aplicaciones clínicas donde se presenta atenuación de la luz. (46)

Varios autores han señalado que en el caso de los cementos de resina de polimerización dual el componente químico por si solo es menos efectivo que realizar el sistema dual, indicando incluso que estos sistemas serían dependientes de la luz para iniciar la reacción de polimerización. (5,48 ,54,55)

La compatibilidad biológica y cualidades físicas de los cementos de resina no sólo dependen de la calidad y cantidad de diferentes polímeros y materiales inorgánicos en su composición, sino que también están estrechamente relacionados con el mecanismo de curado. (10)

Si el cemento resinoso no puede ser adecuadamente polimerizado, sus propiedades físicas y biológicas pueden ser adversamente afectadas (10), estando asociado con problemas tales como sensibilidad posquirúrgica, microfiltración, caries recurrentes, susceptibilidad a la degradación, descoloración y disminución de las propiedades mecánicas. (48)

La deficiencia del modo químico de polimerización puede resultar en una mayor concentración de dobles enlaces no reaccionados, menor dureza y mayor solubilidad de los cementos, lo que puede influir en la estabilidad química en el ambiente oral (37), además de un aumento de la reacción citotóxica. (52)

Se ha registrado que los cementos autoadhesivos presentan un menor grado conversión, así como más lenta velocidad de polimerización que el cemento de resina convencional, con independencia del modo de curado. (52)

Lo anterior puede ser explicado debido a que a diferencia de los cementos convencionales, los cementos autoadhesivos necesitan iniciadores químicos y luminicos que permitan la polimerización bajo condiciones ácidas. En un medio ácido la amina co-iniciadora se puede convertir a una forma protonada, desactivando el sistema de iniciación, especialmente cuando la polimerización se produce lentamente (como en el caso del autocurado solo). Otro problema con el sistema convencional peróxido de benzoilo / amina es la inestabilidad de almacenamiento del peróxido de benzoilo en presencia de especies ácidas. Por lo tanto, es altamente deseable un sistema de autocurado que comprenda un agente reductor no-amino y un agente oxidante ácido estable. (52)

Para superar esta incompatibilidad, nuevos sistemas activador / iniciador se deben incluir en su composición, como el aril sulfato de sodio o sales de aril-

borato. Relyx Unicem se sabe que contiene persulfato de sodio (46), además de p-tolueno sulfonato como el co-iniciador. (53)

Otro punto relevante de comparación entre ambos tipos de cementos es la formación de agua durante la neutralización de la reacción entre los monómeros ácidos y las cargas inorgánicas básicas, este proceso es necesario para aumentar el pH del material. El agua generada se espera que sea reutilizada para la ionización de los monómeros ácidos, resultando en última instancia en un cambio a una matriz de cemento hidrófobo.

No está claro si toda el agua generada es consumida en el proceso, cualquier agua libre no utilizada puede interferir con la reacción de polimerización, afectando las propiedades de los cementos autoadhesivos. (52)

Carmi y cols utilizando idéntica metodología pero utilizando un cemento convencional de resina (Relyx ARC) obtuvieron los mismos resultados mostrando diferencias significativas en la microfiltración marginal de restauraciones indirectas tomando como variable la fotoactivación del cemento en cuestión. (56)

Ilie & cols encontraron una baja influencia del modo de polimerización y las propiedades micromecánicas, además los resultados mostraron que la influencia de la luz en el proceso de polimerización parece ser dependiente del material, frente a lo cual proponen cuatro patrones de comportamiento diferentes en función del procedimiento de polimerización:

1. Baja sensibilidad a la forma de curado, aunque sólo sea autocurado o curado adicionalmente con luz de diferente intensidad.
2. Una menor sensibilidad a la cantidad de luz utilizada para el curado.
3. Alta sensibilidad a la forma de curado, con diferencias significativas no sólo entre curado dual y autocurado, sino también entre los diferentes modos de fotopolimerización (RelyX Unicem)
4. Sensibilidad a la cantidad de luz utilizada para el curado, pero no hubo diferencias entre autocurado y curado dual con menor intensidad. (37)

Otros estudios a diferencia de los ya citados, indican que la fotoactivación de algunos cementos de curado dual parece interferir con el mecanismo de auto-curado y restringir al cemento de alcanzar sus máximas propiedades mecánicas. (36,57). Al ser esta información de gran importancia para la práctica clínica, ya que la activación lumínica siempre se recomienda por el fabricante, es que aconsejan retrasar el procedimiento de fotopolimerización en cementos de doble curado el tiempo máximo clínicamente posible (36). Pese a que el marco de tiempo ideal entre la mezcla y la activación de luz no se ha determinado todavía, se ha visto que la fotoactivación por 5 a 10 minutos después de la mezcla no parece interferir con la curación final y las propiedades. (57)

Esto es así porque el momento de activación de la luz determina la forma en que las redes de la estructura se forman y, como consecuencia, determina la integridad estructural de los materiales.

Se espera que para un cemento de resina dado diferentes protocolos de curado puedan dar lugar a diferentes grados de curado y la densidad de la red polimérica de enlace cruzado. (35)

La literatura reciente indica que la cinética de endurecimiento de los cementos de resina de curado dual es más compleja de lo que se pensaba (58). A pesar de las limitaciones de este estudio, se propone la importancia de la fotoactivación para lograr mejores propiedades del cemento Relyx U100. Al mismo tiempo, se sugiere cautela en situaciones clínicas donde la fotopolimerización pierda efectividad, así como un análisis crítico respecto a las indicaciones propuestas por los fabricantes.

CONCLUSIONES

Frente a los resultados obtenidos se concluye que en relación al grado de microfiltración marginal el cemento dual autograbante RelyX U100 presenta un menor porcentaje de microfiltración al ser fotopolimerizado, aunque ninguno de los sistemas de polimerización (dual y sólo autocurado) eliminó por completo la microfiltración en restauraciones cementadas con cemento dual autograbante RelyX U 100.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

- (1) Hill EE, Lott J. (2011). A clinically focused discussion of luting materials. *Australian Dental Journal* 2011; 56:(1 Suppl): 67–76
- (2) Macchi, Ricardo (2000). *Materiales Dentales*, 3ª edición. Editorial Médica Panamericana.
- (3) Ebru Sûmer, Yalçın Deger (2011). Contemporary Permanent Luting Agents Used in Dentistry: A Literature Review. *Int Dent Res*;1:26-31
- (4) Zuellig-Singer R, Krejci I, Lutz ZF (1992). Effects of cement-curing modes on dentin bonding of inlays. *J Dent Res* 71:184–6.
- (5) Caughman WF, Chan DCN, Rueggeberg FA (2001). Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J. Prosthet. Dent* 85(5): 479-84.
- (6) Santana GL, Da Costa RG, Braz R (2009). Cemento Resinoso: ¿Todo cemento dual debe ser fotoactivado?. *Acta Odontológica Venezolana* 47(4)
- (7) Burgess JO, Ghuman T, Cakir D. (2010). Self-adhesive Resin Cements. *J Esthet Restor Dent*. 2010 Dec;22(6):412-9.
- (8) Simon J, Darnell L. (2012). Considerations for Proper Selection of Dental Cements. *Compend Contin Educ Dent*. 2012 Jan;33(1):28-30, 32, 34-5; quiz 36, 38.
- (9) Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen J. (2005). Microleakage of various cementing agents for full cast crowns. *Dental Materials* (2005) 21, 445–453
- (10) Attar N, Tam LE, McComb D (2003). Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent*. 89(2):127-34.

-
- (11) Fonseca RG, Cruz CAS, Adabo GL (2004). The influence of chemical activation on hardness of dual curing resin cements. *Braz. Oral Res* 18(3): 228-32.
- (12) Nocchi Conceição (2008). *Odontología Restauradora. Salud y estética - 2ª edición*. Médica Panamericana
- (13) Sturdevant C., et al. (1999). *Arte y ciencia operatoria dental*, 3a. ed. Harcourt Brace
- (14) Moscardó, A., Camps I (2006). Chromatic appreciation in the clinic and the laboratory. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. Jul 1;11(4):E363-8.
- (15) Ferracane J. (2011). Resin composites state of the art. *Dental Materials* 27 (2011) 29–38
- (16) Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*;11:E215-20
- (17) Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. (2010). Composite materials composition properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 2010;120(11):972-86.
- (18) Henostroza, (2003), *Adhesion en odontologia restauradora*, Editora Maio.
- (19) Fred W. Billmeyer jr. (2004). *Ciencia de los polímeros*. Editorial Reverte
- (20) Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. (2011). Recent advances and developments in composites dental restorative materials. *J Dent Res*. 2011 Apr;90(4):402-16. Epub 2010 Oct 5.
- (21) Anusavice, K.J. (2004). *Ciencia de los materiales dentales Phillips*. 11ª ed. Editorial Elsevier-

(22) Beros I (2006). Estudio comparativo in vitro de la tracción diametral y dureza superficial, entre una resina compuesta fluida y dos cementos de resina de curado dual. Tesis (cirujano dentista)--Universidad de Chile, 2006

(23) Echeverria S (2006). Estudio comparativo in vitro de la microfiltración marginal de restauraciones indirectas de resina compuesta cementadas con cemento de polimerización dual y con resina fluida. Tesis (cirujano dentista)--Universidad de Chile, 2006

(24) Rodriguez G, Douglas R, Pereira S, Natalie A. (2008). Current trends and evolution on dental composites. Acta odontol. venez (2008) vol.46 no.3

(25) Owens BM, Johnson WW, Harris EF (2006). Marginal Permeability of Self-etch and Total-etch Adhesive Systems. Oper Dent. 2006 Jan-Feb;31(1):60-7.

(26) Uludag B, Ozturk O, Ozturk AN. (2009). Microleakage of ceramic inlays luted with different resin cements and dentin adhesives. J Prosthet Dent. 2009 Oct;102(4):235-41.

(27) Ehrmantraut Nogales, Terrazas Soto, Leiva Buchi (2011). Marginal sealing in indirect restorations, cemented with two different adhesive systems. Rev. Clin. Periodoncia Implantol. Rehabil. Oral Vol. 4(3); 106-109.

(28) Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. Dent Clin N Am 2007; 51:643-658.

(29) de la Macorra JC, Pradies G. Conventional and adhesive luting cements. Clin Oral Investig 2002;6:198–204

(30) Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR.(1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. J Prosthet Dent 81:135-141

(31) Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, et al. Fundamentals of fixed prosthodontics. 3rd edition. Chicago: Quintessence; 1997. p. 400–12, 538.

(32) Fonseca RG, dos Santos Cruz CA, Adabo GL, Vaz LG (2004). Comparison of the tensile bond strengths of cast metal crowns luted with resin cements. *J Oral Rehabil* 31: 1080-84.

(33) Fonseca RG, dos Santos JG, Adabo GL (2005). Influence of activation modes on diametral tensile strength of dual-curing resin cements. *Braz. Oral Res* 19(4):267-71

(34) Ladha K, Verma M. (2010). Conventional and contemporary luting cements: an overview. *J Indian Prosthodontic Soc.* 2010 Jun; 10(2):79-88.

(35) Pereira SG, Fulgêncio R, Nunes TG, Toledano M, Osorio R, Carvalho RM (2010). Effect of curing protocol on the polymerization of dual-cured resin cements. *Dent Mater* 26(7):710-8. Epub 2010 Apr 9

(36) Pegoraro T, da Silva N, Carvalho R. (2007). Cements for Use in Esthetic Dentistry. *Dent Clin N Am* 51 (2007) 453–471

(37) Ilie N, Simon A..(2012). Effect of curing mode on the micro-mechanical properties of dual-cured self-adhesive resin cements. *Clin Oral Investig.* 2012 Apr;16(2):505-12. Epub 2011 Feb 25.

(38) Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJT. (2011) Self-adhesive resin cements – chemistry, properties and clinical considerations. *Journal of Oral Rehabilitation* 2011 38; 295–314

(39) Viotti RG, Kasaz A, Pena CE, Alexandre RS, Arrais CA, Reis AF.(2009), Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems., *J Prosthet Dent.* 2009 Nov;102(5):306-12.

(40) da Silva R, Coutinho M, Cardozo PI, da Silva L, Zorzatto JR. (2011). Conventional dual-cure versus self-adhesive resin cements in dentin bond integrity. *J Appl Oral Sci.* 2011 Aug;19(4):355-62. Epub 2011 Jun 24.

(41) Radovic I, Monticeli F, Goracci C, Vulicevic Z, Ferrari M. (2008). self adhesive resin cement. a literature review. *J Adhes Dent* 2008; 10:251-258

(42) RelyX™ U100 – Cemento de Resina, Universal Auto-Adhesivo, Hoja de Datos Técnicos

(43) Han L, Okamoto A, Fukushima M, Okiji T. (2007). Evaluation of physical properties and surface degradation of self-adhesive resin cements. *Dent Mater J.* 2007;26:906–914

(44) 3M ESPE. Productos Dentales. Versión 2011. P 10, 13.

(45) Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Vallittu PK. (2004). A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. *Int J Prosthodont.* 2004 May-Jun;17(3):357-63.

(46) Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas KT. (2009). Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dent Mater.* 2009 Sep;25(9):1104-8. Epub 2009 May 8.

(47) Catalan C. (2011). Title Estudio comparativo in vitro de la dureza superficial de cementos de resina compuesta de curado-dual activado física y químicamente. Tesis (cirujano dentista)--Universidad de Chile, 2010.

(48) Braga R.R., Cesar P.F., Gonzaga C.C. (2002). Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil* 29: 257-62.

(49) Moscardo P, Zunica R, SanJuan F, Alemany C (1997), Influencia de la técnica de grabado total en el sellado marginal en cavidades clase V obturadas con compómeros, gbsystems.com/papers/general/art6.htm

(50) Correa C. (2002) Estudio comparativo in vitro de la filtración marginal de restauraciones de amalgama con tres sistemas de adhesión diferentes. *Rev fac odont univ chile*; 20(2):9-21

-
- (51) Figueroa K. (2003), influencia del eugenol en la microfiltracion de restauraciones de resinas compuestas rev fac odont univ chile; 21(1). 52-58
- (52) Moraes RR, Boscato N, Jardim PS, Schneider LF. (2011). Dual and self-curing potential of self-adhesive resin cements as thin films. Oper Dent. 2011 Nov-Dec;36(6):635-42. Epub 2011 Aug 24.
- (53) Aguiar TR, Di Francescantonio M, Arrais CA, Ambrosano GM, Davanzo C, Giannini M. (2010). Influence of curing mode and time on degree of conversion of one conventional and two self-adhesive resin cements. Oper Dent. 2010 May-Jun;35(3):295-9.
- (54) Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA. (2001). Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. J Prosthet Dent. 2001 May;85(5):479-84.
- (55) el-Badrawy WA, el-Mowafy OM. (1995). Chemical versus dual curing of resin inlay cements. J Prosthet Dent. 1995 Jun;73(6):515-24.
- (56) Carmi C. (2011). Análisis comparativo in vitro del grado de microfiltración marginal de restauraciones cementadas con un cemento de resina compuesta dual con y sin fotoactivar. Tesis (cirujano dentista)--Universidad de Chile, 2011.
- (57) Pegoraro TA. Efeito do protocolo de ativac,ã o da polimerizac,ã o e envelhecimentoacelerado em algumas propriedades de cimentos resinosos. Bauru (Brazil): Reabilitac,ã o Oral, Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de Sao Paulo; 2010 [in Portuguese]
- (58) Manso AP, Silva NR, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations. Dent Clin North Am. 2011 Apr;55(2):311-32, ix. Epub 2011 Mar 9.

ANEXOS.**CONSENTIMIENTO INFORMADO**

Yo.....Rut.....
 con domicilio en.....
 que habiéndome sometido a la extracción de mis terceros molares (muela del juicio) dono y autorizo a **Luis Villarroel Farías** Rut **16605717-5**, **Estudiante de Odontología de la Universidad de Chile** a la utilización de ésta(s) pieza(s) dentaria(s) con fines de estudio e investigación a cargo del docente **Prof. Dr. Manuel Ehrmantraut**.

Declaro que esta donación con objetivos académicos, es absolutamente libre y voluntaria no pretendiendo con esta acción obtener beneficio alguno y dejando en completa libertad de uso a la persona a cargo de la investigación.

Fecha.....

Firma.....

Mandato Especial En Menores de Edad

Yo.....Rut.....
 representando a
 consiento lo expresado mas arriba.

Firma.....