



**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA
ASIGNATURA DE BIOMATERIALES ODONTOLÓGICOS**

**“ESTUDIO COMPARATIVO *IN VITRO* DEL GRADO DE SELLADO
MARGINAL OBTENIDO EN RESTAURACIONES INDIRECTAS DE RESINA
COMPUESTA CEMENTADAS CON DOS DIFERENTES MARCAS DE
CEMENTOS AUTOADHESIVOS”**

Paulina Andrea Rabi González

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

**TUTOR PRINCIPAL
Prof. Dr. Manuel Ehrmantraut**

**TUTORES ASOCIADOS
Prof. Dra. Carolina Rivera**

**Santiago – Chile
2009**

ÍNDICE

1. INTRODCUCCIÓN	1
2. ASPECTOS TEÓRICOS	4
3. HIPÓTESIS	38
4. OBJETIVOS	39
5. MATERIAL Y MÉTODO	40
6. RESULTADOS	51
7. DISCUSIÓN	56
8. CONCLUSIONES	61
9. SUGERENCIAS	62
10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	63

*Con mucho cariño para
los pilares de mi vida...
... mis Papas*

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar quiero agradecer a quienes siempre han estado a mi lado, mi familia. A mi papá, por apoyarme tanto con su fortaleza como con su cariño incondicional y permitirme cumplir cada uno de mis sueños. A mi mamá por ser la vida y alegría de nuestro hogar, la persona en la que me quiero convertir en el día de mañana. Mi hermana, por que es un ejemplo de mujer que me llena de orgullo. A mi abuelita, siempre tan increíblemente fuerte y amorosa. A mi tatita que a pesar de que hoy ya no esta presente, siento que fue él quien me guió para convertirme en la persona que soy hoy. Y a mi querida tía Gaby, mi segunda mamá.

A mi tutor principal, Dr. Manuel Ehrmantraut, que con su dedicación, simpatía y apoyo, aprendí a llevar a cabo un trabajo de investigación. Al Dr. Marcelo Bader por sus conocimientos y buen humor. Y todo el departamento de Odontología Restauradora por su excelente acogida.

A Felipe, por ser mi complemento durante más de 7 años y darme amor junto a toda su familia.

Por último a mis queridas *miguís*, personas tan maravillosas que siempre estarán en mi vida. Y a todos mis compañeros, cada uno de ustedes formó parte de un curso increíblemente unido y motivado y por eso ... Gracias.

INTRODUCCIÓN

La caries dental es una enfermedad infectocontagiosa, multifactorial, cuya incidencia en nuestro país Chile alcanza un 98% y en el resto del mundo alcanza porcentajes promedios de un 94%, por lo que constituye uno de los mayores problemas de salud pública de mundo (1).

La eliminación de la caries, considera la remoción de tejidos desmineralizados, que ya no pueden volver a formar una estructura organizada, obligando a confeccionar una cavidad, la que debe ser elaborada para lograr una óptima rehabilitación morfofuncional, utilizando medios de restauración basados en la odontología restauradora, cuyo principal objetivo es sustituir la estructura dentaria perdida, con materiales que permitan restablecer la anatomía, función y estética de dicha pieza afectada (2).

Para poder lograr la restauración adecuada, contamos con diferentes materiales, y su elección va a depender del tamaño de la cavidad que hemos confeccionado, las que no sobrepasan el tercio oclusal se pueden reparar por medio de restauraciones directas (Resinas Compuestas, Amalgama o Vidrio Ionómero), pero aquellas que superan el tercio oclusal deben ser reparados con

restauraciones indirectas, técnica mediante la cual obtenemos la restauración final gracias a un trabajo de laboratorio, y esta restauración será colocada en la preparación dentaria con el uso de un medio de cementación.

En el momento de cementar nuestras restauraciones indirectas, contamos con diferentes alternativas, en primer lugar tenemos a los cementos convencionales, donde podemos nombrar al fosfato de zinc, los policarboxilatos y por último el vidrio Ionómero. La ventaja de éstos radica en que solo requieren de un cavidad limpia, de una mezcla adecuada, tal como lo indica el fabricante, por lo que podemos resumir que tienen un manejo fácil y simple (3).

En segundo lugar se encuentran los cementos adhesivos, que son una nueva generación de cementos en base a resinas compuestas. Estos cementos requieren de una limpieza previa de la cavidad junto a un acondicionamiento de los tejidos dentarios, que se obtiene gracias al grabado ácido y a la posterior aplicación del sistema adhesivo. Se consideran de una manipulación más compleja, donde aumenta la posibilidad de fallas, debido al mayor número de pasos clínicos, lo que pone en riesgo el trabajo final.

Hoy en día han aparecido en el mercado, nuevos tipos de cementos de resina que proponen simplificar el procedimiento de cementación, ya que no

requieren de sistemas adhesivos previos y son los ya conocidos cementos “autoadhesivos”, que están pensados para unirse a la superficie dentaria sin acondicionamiento previo y que sólo requieren la limpieza previa de la cavidad junto con la mezcla del material de acuerdo a las especificaciones del fabricante para luego cementar. Su ventaja sería la de combinar una técnica de aplicación fácil, como por ejemplo la del fosfato de zinc, junto a las propiedades mecánicas favorables, estética y la buena adhesión de los cementos de resina compuesta (1,3).

Existen diferentes marcas de cementos autoadhesivos, cada uno de los cuales dice tener óptimos resultados, es por este motivo que el propósito de esta investigación es comparar el grado de sellado marginal obtenido en restauraciones indirectas cementadas con dos diferentes cementos de resina compuesta autoadhesivos, determinando el grado de microfiltración obtenida al ser sometidos a termociclado.

ASPECTOS TEÓRICOS

Cuando se ha removido la lesión cariosa, es el momento de restaurar los tejidos dentarios y para eso el odontólogo cuenta con múltiples materiales de restauración. Pero en el caso particular de grandes lesiones cariosas y una amplia pérdida de tejido dentario, es preferible utilizar las restauraciones indirectas, las que se mandan a realizar a un laboratorio para posteriormente adherirlas a la preparación dentaria por medio de un agente cementante (4).

Hoy en día existe una amplia gama de cementos dentales, cada uno de ellos con distintas aplicaciones, lo que hay que tener claro al momento de seleccionar el adecuado para cada caso. De acuerdo a la ISO, los cementos se clasifican en distintos tipos según su indicación de uso, donde tenemos:

Tipo I: Material para cementación que actúan en una consistencia que permite su flujo como medio de unión, generalmente mecánico, entre las estructuras bucales y elementos artificiales, por ejemplo: incrustaciones, puentes, etc.

Tipo II: Material para restauración, el mismo cemento constituye el material de obturación que queda expuesto al medio bucal, pudiendo ser temporal o definitiva.

Tipo III: Material para base cavitaria o liner, que se colocan entre la pulpodentina y la obturación para disminuir las posibilidades de injuria o para estimular alguna función de órgano noble (5).

Podemos encontrar ventajas y desventajas en la amplia gama de cementos que existen hoy en día en el mercado, ya que aún no existe el “cemento ideal” que cumpla todos los requisitos necesarios para todas las posibles situaciones (6), aun así, existen entre las presentaciones actuales, cementos que cumplen con más de una de estas categorías (7,8).

Hay que tener presente algunas de las propiedades ideales de un cemento definitivo:

Propiedades Biológicas

- **Biocompatible:** Lo que significa realizar una pequeña interacción con los tejidos y fluidos del cuerpo, no ser tóxico y tener bajo potencial alergénico.

- **Inhibición de placa y caries:** Debe poseer propiedades antimicrobianas, evitando una futura colonización de placa bacteriana en los márgenes de la restauración. El material debería prevenir la formación de caries en la interfase diente-restauración.

- **Resistente a la microfiltración:** Se busca evitar la filtración de microorganismos que disminuiría la longevidad de las restauraciones dentales y que se ha relacionado a adversas reacciones pulpares (8).

Propiedades Mecánicas

- **Alta resistencia mecánica:** Que sea resistente a la tracción y a la compresión, también ser suficientemente resistente a la fractura para prevenir el desalojo de la restauración como resultado de fallas cohesivas o interfaciales. Por último que sea resistente a la Abrasión.

- **Buena adhesión a la restauración indirecta y a la preparación dentaria:** Un cemento ideal debe proveer una unión durable entre materiales disímiles (9).

- **Módulo de elasticidad adecuado:** El cemento debe poseer un modulo de elasticidad que sea entre el valor del modulo de elasticidad de la dentina, que corresponde a 18 GPa y el del material de restauración indirecta, ya que un alto módulo de elasticidad es importante en regiones de alto estrés masticatorio, (10) para así poder prevenir la microfiltración (11,12).

Propiedades Químicas

- **Baja solubilidad:** debe ser impermeable a los fluidos orales, como también resistente a la disolución durante la vida de la restauración.

Propiedades Físicas

- **Bajo estrés de polimerización o fraguado:** Un cemento ideal al endurecer debe generar los mínimos cambios dimensionales posibles.

- **Coefficiente de expansión termica adecuado:** Idealmente, el cemento frente a los cambios de temperatura, se tendría que comportar lo más parecido posible a la estructura dentaria y a la restauración (8).

Propiedades Estéticas

- **Estético:** Debe poseer un color similar a la estructura dentaria y a la restauración. Este requerimiento se aplica principalmente al sector anterior.

- **Estabilidad de color:** En las áreas donde se requiere alta estética es importante que el cemento no sufra, con el paso del tiempo, cambios de color (9).

Propiedades de Trabajo

- **Viscosidad, grosor de película:** Una adecuada viscosidad debe asegurar el completo asentamiento de la restauración. El grosor de la película debe ser el mínimo posible (8).

- **Fácil manipulación y mezclado:** La manipulación debe ser lo más simple posible, con el menor número de pasos y la técnica no debe ser muy sensible.

- **Radiopacidad:** Debe poseer una radiopacidad distinta a la del diente (esmalte y dentina), para poder detectarlo radiográficamente facilitando la detección de caries recidivantes, rebalse del cemento (10) y para distinguir posibles brechas marginales (13).

- **Bajo costo:** un bajo costo es una ventaja para cualquier material (8).

CLASIFICACIÓN DE LOS CEMENTOS DEFINITIVOS

(Según Composición Química)

Hoy en día, hay 5 tipos de cementos que se usan para la cementación permanente de las restauraciones indirectas, donde cada uno presenta características químicas y físicas diferentes. Y estos son:

- Cementos de fosfato de zinc
- Resinas compuestas
- Policarboxilatos
- Vidrio ionómeros
- Vidrio ionómero modificados con resina (9).

CEMENTO FOSFATO DE ZINC

Por más de un siglo, el cemento de fosfato de zinc ha sido el más ampliamente usado agente cementante, incluso con algunas desventajas bien documentadas, que incluyen una alta solubilidad clínica, falta de adhesión y un bajo pH inicial, (9, 14) a pesar de estas falencias ha sido considerado el gold

Standard para los cementos dentales (7). El fosfato de zinc está hecho en base a un polvo y un líquido, que se constituyen con los siguientes ingredientes:

Polvo: óxido de zinc con óxido de magnesio, dióxido de silicio y trióxido de bismuto (15).

Líquido: ácido ortofosfórico, agua y otros materiales (7).

Este cemento endurece debido a una reacción ácido-base iniciada por la mezcla del polvo con el líquido (9). El tiempo de fraguado es regulado por la cantidad de agua presente en el líquido, la que actúa controlando la ionización del ácido y por lo mismo, la velocidad de reacción con el polvo, basándose en la siguiente proporción: a mayor cantidad de agua, menor tiempo de fraguado.

Podemos nombrar como sus propiedades que posee un alto módulo de elasticidad, que le permite resistir favorablemente a la deformación elástica en zonas de alto estrés masticatorio, presentando buena resistencia a la compresión y a la tracción, aunque este último es menor. (9).

Entre sus desventajas, podemos encontrar que el fosfato de zinc no se une químicamente a la estructura dentaria, y su sello retentivo es debido a la adhesión mecánica, ya que rellena las irregularidades presentes en la preparación dentaria como las de la restauración (7,9). También otra desventaja

que se cita es su degradación frente los fluidos orales, que va aumentando debido a la microfiltración (9). Otro inconveniente es su acidez inicial, la cual a medida que avanza la reacción, por efecto de los agentes tamponantes, el pH sube paulatinamente hasta alcanzar valores de 5.5 a las 24 horas, esta acidez puede afectar la respuesta biológica del diente, contribuyendo a sensibilidad post operatoria, asociada al uso clínico de este cemento (15,16,17,18).

La evidencia documentada y clínica de larga data comprueban su confiabilidad, validando su uso en la cementación de pernos prefabricados y colados, inlay, onlay, coronas y puentes metálicos y coronas de cerámica a sustrato dentario, a muñones de amalgamas, de resina compuesta o de vidrio ionómero (9).

CEMENTOS DE POLICARBOXILATOS

La composición de este material es bastante similar a la del fosfato de zinc, diferenciándose en el líquido, que contiene ácido poliacrílico en vez de ácido ortofosfórico, lo que da como resultado un líquido más viscoso (7), lo que permite que estos materiales desarrollen alguna forma de unión química con la estructura dentaria (19). El polvo es similar al de los cementos de fosfato de

zinc, donde sus principales componentes son óxido de zinc y óxido de magnesio (19).

El cemento endurece por una reacción ácido-base que ocurre cuando el óxido de zinc y el óxido de magnesio del polvo son rápidamente incorporados a la solución viscosa de alto peso molecular de ácido poliacrílico, (9) el cual es capaz de reaccionar también en el esmalte y la dentina para promover algún tipo de adhesión química, al interactuar sus grupos de ácido carboxílico con el calcio (6,9).

Entre las propiedades de éste cemento, podemos nombrar que presenta una menor resistencia a la compresión que el cemento de fosfato de zinc, una mayor resistencia a la tracción, un grado de micrfiltración marginal similar y una deformación plástica mayor, por lo que no se recomienda su uso en zonas de alto estrés. Existen algunas formulaciones que liberan flúor pero en menor medida que los cementos de vidrio ionómero (4).

La principal ventaja de este cemento, es la unión química que forma con la estructura dentaria (19), por otra parte, también presenta una mínima respuesta pulpar, que ocurre gracias a su rápido aumento del pH luego de su

mezcla y la falta de penetración tubular de las moléculas del ácido poliacrílico (9).

CEMENTOS DE VIDRIO IONÓMERO

El polvo del vidrio ionómero contiene vidrio fluorosilicato de alúmina (9) y el líquido esta compuesto por una solución acuosa de ácidos polialquénicos, entre ellos el ácido poliacrílico, itacónico, ácido maleico y tartárico, estos últimos ayudan a reducir la tendencia a la gelificación, a disminuir la viscosidad y a aumentar la reactividad del líquido. Para evitar algunos problemas con la composición y el comportamiento del líquido de estos materiales, (20) algunos fabricantes desecan estos ácidos y los incorporan al polvo, los que al ser mezclados con agua destilada se reconstituyen, desencadenando la reacción (9).

La adhesión de estos cementos depende de la humedad del diente, donde el agua es un componente esencial de la fórmula. Su misión principal es proporcionar el medio en que se realizan los intercambios iónicos. Un balance hídrico adecuado es fundamental, debido a que su falta o exceso producen enormes alteraciones estructurales del material (21): si el diente está

deshidratado, el grado de unión a los dientes disminuye, pudiendo aumentar la sensibilidad post operatoria. Para promover la adhesión, lo mejor es limpiar la superficie con un ácido, donde el más utilizado es ácido poliacrílico (22). Al realizar la mezcla se produce una reacción de fraguado, la cual es una reacción ácido-base típica, donde se forman sales de policarboxilos y agua. Al término de la reacción de fraguado, la mezcla aumenta su dureza y la resistencia a la erosión ácida. Hay una baja exotermia, la reacción de fraguado es escasa, pero no nula y la estabilidad dimensional se alcanza en ambiente húmedo (21,22).

Dentro de las ventajas de este material encontramos su capacidad de liberar flúor después de mezclado, el cual ha demostrado que sirve para disminuir caries recurrentes, sobretodo en los márgenes de la preparación (23). La liberación de flúor, se produce al sufrir el material un ataque ácido y es detectable durante un periodo largo de tiempo (9). Otro gran beneficio es su capacidad de realizar una unión a través de enlaces iónicos con la estructura dental (24). Su mayor desventaja es su sensibilidad a la humedad y su desecación, a pesar de que se ha buscado disminuir su potencial de deshidratación y agretamiento superficial que afecta su estética (25,26). Por otra parte encontramos sus carencias mecánicas que lo impiden de colocar en zonas de gran impacto masticatorio (6,9).

Entre sus propiedades podemos nombrar su alta resistencia a la compresión, mayor a la del cemento fosfato de zinc, (9) pero inferiores cualidades mecánicas comparadas a las de las resinas (21). Junto con esto, el cemento de vidrio ionómero se asocia a una menor microfiltración que la del cemento fosfato de zinc (27), bajo coeficiente de expansión térmica (28) y un módulo de elasticidad menor al del cemento de fosfato de zinc, por lo que puede presentar deformación elástica en áreas de estrés masticatorio (9).

Se ha relacionado el cemento vidrio ionómero, a la sensibilidad post operatoria, principalmente en los primeros años de uso, (29) pero dicha sensibilidad se puede evitar con una técnica adecuada (16,30). Un bajo pH inicial ha sido indicado como la causa de ésta sensibilidad (31).

En su función de material de cementación, las indicaciones de los cementos de vidrio ionómero son las mismas de las de los cementos de fosfato de zinc (9).

CEMENTOS DE VIDRIO IONÓMERO HIBRIDOS O MODIFICADOS CON RESINA

Los cementos de vidrio ionómero modificados con resina, endurecen debido a una reacción ácido-base entre un polvo de flúor/alúmino/silicato y una solución acuosa de ácidos polialquénicos. A estos ácidos se les ha modificado incorporándoles un compuesto fotosensible que corresponde a grupos de metacrilato, los que por una activación química o por luz polimerizan (32). Poseen una resistencia a la tracción y compresión mayor a la de los cementos fosfatos, carboxilato y algunos vidrio ionómeros convencionales, pero menor a los de resina compuesta. Presentan poca microfiltración in vitro e in vivo, casi comparable a la de las resinas adhesivas (33).

Su adhesión a esmalte y dentina y su patrón de liberación de flúor, son similares a los del cemento de vidrio ionómero convencional, son más resistentes al agua durante su endurecimiento y respecto a la solubilidad, los cementos de vidrio ionómero híbridos son menos susceptibles a la humedad (34). Su biocompatibilidad es controversial, debido a la presencia de monómero libre en su líquido.

Una propiedad negativa de los cementos de vidrio ionómero modificado con resina, es la que involucra su naturaleza hidrofílica, ya que esto lleva a una mayor absorción de agua con la consecuente expansión higroscópica. La contracción de polimerización de la resina puede compensar la absorción de agua inicial, pero como la absorción es continua, tiene un efecto negativo irremediable. Este potencial de cambio dimensional lo contraindica en el uso de pernos en dientes no vitales (9,32).

Estos cementos se recomiendan para cementar coronas y PFP metálicas o metal porcelana a muñones de diente, amalgama, resina compuesta o vidrio ionómero (9).

CEMENTOS DE RESINA COMPUESTA

Estos cementos son resinas con un reducido contenido de relleno, similares a las resinas fluidas. Se encuentran disponibles tanto para procedimientos de cementación definitivos como temporales, sin embargo, las versiones de cementos temporales tienen una fuerza de compresión menor (35).

Los cementos en base a resinas, se han vuelto muy populares, principalmente debido a que ellos se han dirigido a disminuir ciertas desventajas del fosfato de zinc, como son, su alta solubilidad y la falta de adhesión (36). Se ha visto que los sistemas en base a resina adhesivos, han disminuido la microfiltración *in Vitro* (37,38) e incluso *in vivo* (11) al ser comparado con el cemento fosfato de zinc.

Las aplicaciones de los cementos de resina, han aumentado considerablemente en los últimos años (39). Son requeridos para la cementación de carillas de porcelana, coronas de porcelana, resinas indirectas y restauraciones de porcelana (9,40).

Los cementos de resina se encuentran compuestos principalmente por tres materiales químicamente diferentes:

- 1) la matriz orgánica (o fase orgánica)
- 2) la matriz inorgánica (o material de relleno o fase dispersa)
- 3) un agente de unión entre la resina orgánica y el relleno (órgano-silano)

Donde podemos definir a cada uno de los anteriores de la siguiente manera:

- 1) **La matriz orgánica:** La matriz de resina está formada generalmente por monómeros de dimetracrilatos, siendo los más típicos el BIS-GMA, dimetacrilato

de uretano (UEDMA), y el dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA) (41). Comprende un sistema de monómeros mono, di o trifuncionales, junto a esto, un sistema de iniciador de la polimerización de los radicales libres, estabilizadores para maximizar la capacidad de almacenamiento antes de polimerizar y otorgar la estabilidad química una vez polimerizada (4,21).

Las propiedades de la matriz, como la resistencia a la compresión, resistencia elástica, módulo de elasticidad y resistencia a la abrasión mejoran significativamente si se adicionan partículas de relleno y más aún si estas partículas son capaces de unirse a ella (42).

2) La matriz inorgánica o relleno: integrada por un material de relleno inorgánico del que dependen las propiedades físicas del material. Existe una gran variedad de partículas de relleno empleadas en función de su composición química, morfológica y dimensionales, destacando de forma mayoritaria el dióxido de silicio, así como los borosilicatos y alúminosilicatos de litio. Además se incluyen partículas de metales pesados, como el bario, estroncio zinc, aluminio o zirconio, que son radiopacos (43).

Un mayor contenido de relleno, produce un material más viscoso, que disminuye su fluidez y aumenta el grosor de la película de cementación del

material. Como con cualquier otro cemento estas características van a dificultar el asentamiento de la restauración (35).

Se pueden clasificar dependiendo del tamaño de las partículas de relleno, lo cual se analizará más adelante.

3) El agente de aclopamiento: es el encargado de cubrir las partículas de relleno inorgánico, actuando como elemento de unión química a la matriz orgánica, asegurando así la cohesión del material (42).

Corresponde a una molécula bifuncional, como el silano que se puede unir en un extremo al grupo hidroxilo de sílice y por el otro extremo, a través de su doble enlace, a los monómeros de la matriz (43,44,45).

El procedimiento mediante el cual estos tres compuestos forman un material dental propiamente tal es gracias a la polimerización. El método de polimerización de los monómeros de la matriz inorgánica es por mecanismos iniciados por radicales libres, que son generados por activación química o por activación física, esta última puede ser por calor o luz.

Ocurre una unión de los monómeros para formar la matriz de polímeros, gracias a grupos específicos no saturados que posee cada monómero (46). Al

polimerizar el material, se genera una contracción de polimerización, porque en el estado inicial las unidades de monómero están separadas entre si por distancias correspondientes a fuerzas de Van der Waals, mientras que en el polímero final las unidades de monómero, que se encuentran unidas formando el polímero, están a distancias de enlace covalente, las que son considerablemente menores (44,46). Es por esto, que la matriz tiene finalmente un volumen menor del que tenían sus componentes al principio, en otras palabras, ocurre una contracción de polimerización, que varia entre un 2,5 y un 4% en los cementos (46).

De acuerdo a cual será el sistema iniciador, es que los cementos de resina compuesta se pueden clasificar en (41,47):

- **Cementos autopolimerizables:** (Clase 1, según la especificación nº 27 de la ADA) (35)

Su presentación es pasta-pasta, una de ellas contiene el iniciador que es el peróxido de benzoilo y la otra un activador que es una amina terciaria, que al espátularlas, la amina reacciona con el peróxido de benzoilo y forma radicales libres, iniciando la polimerización. Existen un par de problemas durante el espátulado, uno de ellos es la incorporación de burbujas de aire dentro de la mezcla, disminuyendo las propiedades del material debido a la inhibición de la

polimerización con el oxígeno. El segundo problema es que el operador no tiene control del tiempo de trabajo cuando ya se ha desencadenado la reacción (47,48), lo que ocurre debido a que el material comienza a endurecer en el preciso instante que se han mezclado los componentes, obteniendo un corto tiempo de trabajo (10). Debido a su sistema de activación, el material tiene mala estabilidad de color, ya que ocurre una oxidación de la amina que ha sido activada, generando subproductos de color café que tiñen la matriz del material (8). Los cementos autopolimerizables se indican principalmente para la cementación de estructuras opacas, que impiden el paso de la luz para ser fotoactivados, nos referimos a estructuras de cerámica y de metal (41,48).

- Cementos fotopolimerizables: (Clase 2) (35)

Se presentan en sistemas monopasta de fácil manipulación, en la que encontramos el agente iniciador, que es una alfa-dicetona que al absorber la luz (en longitudes de onda entre 460 a 480 nm) genera radicales libres, que en presencia de una amina alifática que actúa como un agente reductor, desencadena la polimerización (41).

Dentro de sus ventajas encontramos su muy baja incorporación de aire, ya que corresponde a una monopasta que no requiere espatulado, y un mayor control del tiempo de trabajo (49). Algunas resinas compuestas fluidas funcionan perfectamente como agentes cementantes de fotopolimerización, con ventajas

incluso por su alta carga de relleno inorgánico, que comparativamente mejora todas sus propiedades mecánicas (49). Estas y los cementos fotopolimerizables al no tener una amina aromática, presentan buena estabilidad del color, muy superior a la de autocurado y curado dual (47). Gracias a estas cualidades es que las resinas fotopolimerizables son, hoy en día, ampliamente aceptadas (49).

Estos cementos se utilizan principalmente en restauraciones delgadas, ya que su polimerización es exclusivamente dependiente de que les llegue suficiente cantidad de luz desde la unidad de fotocurado (41).

- Cementos de activación mixta o duales: (Clase 3) (35)

Se presentan en sistemas pasta-pasta, y pueden activarse tanto por luz como químicamente.

Estos cementos hacen posible que el clínico pueda fotopolimerizar el producto a lo largo del margen de la restauración, asegurándola en su lugar correcto, mientras que el resto de la mezcla va a polimerizar a su propio ritmo, que será mayoritariamente por la luz en la medida que esta alcance al cemento, de lo contrario lo hará químicamente. Hay autores que avalan que los cementos de polimerización duales, presentan la mejor combinación de propiedades físicas y químicas (10,41).

Se utilizan principalmente para restauraciones en las que, por el tipo y grosor de ellas, no es predecible la cantidad de luz que pueda alcanzar las zonas más alejadas o profundas (41).

Otra forma de clasificar estos cementos, a pesar de que no es la más utilizada, es en base a su relleno (tipo):

- **Cementos de microrelleno:** con un porcentaje del 46-48% de dióxido de silicio, con partículas de tamaño aproximado de 0,04 μm (41).

- **Cementos microhíbridos:** con un 60-80% de volumen de dióxido de silicio, de un tamaño de 0,04 a 2,4 μm . Los cementos microhíbridos son los más usados hoy en día en la clínica (41). La literatura demuestra que los mejores resultados se obtienen con éstos, debido a que respecto a los anteriores, presentan una menor contracción de polimerización y una viscosidad media, permitiendo un adecuado asentamiento de las restauraciones (41). La función del relleno inorgánico es mejorar la resistencia a la abrasión, compresión y dureza, junto con esto también reduce la contracción de polimerización y el coeficiente de expansión térmico (44). Se le agrega su capacidad de otorgar radiopacidad, de permitir una mejor manipulación y por último su mayor estética (43). Como desventaja podemos nombrar que al aumentar la cantidad de

relleno aumenta proporcionalmente la viscosidad, como consecuencia aumenta el grosor de película del cemento (9).

Sobre la adhesión de los cementos en base a resinas, se puede decir que han ido evolucionando paralelamente con las resinas compuestas que se usan para la restauración directa. La adhesión al esmalte ocurre gracias a una trabazón micro mecánica de la resina entre los cristales de hidroxiapatita grabados con ácido fosfórico (9).

Este procedimiento se basa en el mismo que planteó Buonocore en 1955, donde se promueve la adhesividad adamantina aplicando ácido fosfórico. El procedimiento se basa en revertir la casi nula adhesividad normal del esmalte, dándole un mayor potencial adhesivo en su superficie, gracias a un proceso desmineralizador (50). En una primera etapa, este proceso disuelve cerca de 20 a 50 μm de la superficie general y concluye reduciendo selectivamente las varillas adamantinas. La acción selectiva es la que le confiere la particular rugosidad que es necesaria en la superficie del esmalte, donde podemos identificar tres patrones de grabado, que son tipos de relieve característicos descritos en 1975. El tipo I, se caracteriza por presentar disuelto solo el centro de los prismas. El tipo II, tiene afectada únicamente su periferia. Por último el tipo III, se caracteriza por presentar estriaciones completamente

irregulares y menos profundas, producidas en áreas donde el esmalte carece de un ordenamiento coordinado de sus prismas, por lo que se estima que proveen el más bajo potencial de adhesividad (51).

Esta técnica, solo ha sufrido mínimas variaciones a lo largo de este medio siglo que se ha utilizado, respecto a su adhesión al esmalte, sus modificaciones fueron: cambiar su presentación de líquido a gel, reducir la concentración del ácido fosfórico, de un 85% a un 30 y 40% que son las concentraciones que se utilizan hoy en día, y disminuir su tiempo de aplicación; de los 60 segundos que se utilizaba en un principio, a 15 segundos que es lo que se utiliza en la actualidad. La estabilidad que se presenta se debe al mecanismo de adhesión al esmalte, que se produce por el anclaje micromecánico que se generan durante el grabado ácido, en las cuales la resina tras infiltrarse en consistencia fluida queda trabada al adoptar rigidez por la polimerización (4).

Respecto a la adhesión dentinaria, los cambios han sido múltiples, y aún hoy en día no se obtiene una adhesión tan segura y perdurable como la del esmalte. Una diferencia sustancial es que en la dentina no existen características homogéneas que favorezcan su adhesividad, como son su composición química con un relativamente alto contenido orgánico y de agua, además de la presencia de fluido dentinario, las cuales los fabricantes han

tratado de superar principalmente desarrollando productos que permitan a los adhesivos operar en medio húmedo e interactuar con el componente orgánico. Por otro lado, está la presencia del barro dentinario, que es una mezcla de detritus y dentina desorganizada, y que se forma al realizar la preparación cavitaria. Fue Fusayama en 1980 (52) quien preconizó que el tratamiento ácido de la superficie dentinaria favorecería su adhesividad, procedimiento que es conocido hoy en día como la técnica del grabado ácido total (4).

En el año 1982, Nakabayashi, notó respecto a la adhesión a la dentina, que luego de aplicar adhesivo sobre la superficie dentinaria desmineralizada, se forma una capa de colágeno y resina de 3 a 6 μm . Así nació la teoría de la hibridación dentinaria, la cual sostiene que la adhesión a la dentina por polímeros, se da por un mecanismo de retención micromecánica de la resina en la red de fibras colágenas de la dentina desmineralizada, en la cual, luego de infiltrarse en consistencia fluida y adoptar rigidez por polimerización, queda trabada formando la así llamada capa híbrida (53).

Al igual que las resinas compuestas directas, la mayoría de los cementos de resina compuesta dependen de un sistema adhesivo para unirse al diente y de otros sistemas para hacerlo a las restauraciones que se cementan (41). Es por esta razón que los cementos en base a resinas se dividen en 3 subgrupos,

dependiendo del sistema adhesivo utilizado para preparar el diente antes de la cementación, y son los siguientes (54):

1- Cementos de resina compuesta con sistemas adhesivos de grabado y enjuague (54):

Corresponden a los cementos que se utilizan con adhesivos de cuarta y quinta generación, que se clasifican en sistemas de dos o tres pasos, de la misma forma que los sistemas adhesivos de resina compuesta directa (55).

Los de cuarta generación corresponden a los de “tres pasos”, donde el primer paso es el grabado del esmalte y dentina usando ácido ortofosfórico, seguido del enjuague, para remover la capa de barro dentinario y exponer la malla colágena de la matriz dentinaria. El ácido desmineraliza, después de su aplicación por 15 segundos, la profundidad adecuada de 2-5 μm de dentina y disuelve y extrae la fase de apatita mineral que normalmente cubre las fibras colágeno de la matriz dentinaria y abre canales de 20 a 30 nm alrededor de las fibras colágeno. Después del grabado y el lavado, se retira el exceso de agua y se aplica el agente imprimante hidrofílico, para aumentar la humectabilidad y facilitar la penetración de los monómeros, generando una zona mixta de resina con fibras colágenas, que corresponde a la conocida “capa híbrida” (56). El agente más utilizado es el HEMA, que es bifuncional, que significa que posee

una parte higrofílica que se une a la dentina, y otra hidrofóbica que se une al adhesivo. El agente imprimante es aplicado a la superficie dentinaria que debe encontrarse ligeramente húmeda ya que se requiere que remplace el agua de la dentina para penetrar entre las fibras colágeno y permitir la entrada también allí del agente adhesivo que deberá entrar a los túbulos dentinarios. A continuación se procede a secar suavemente el agente imprimante, para evitar dañar la malla colágena y no eliminarlo completamente, pero de manera que permita remover cualquier remanente del solvente orgánico o de agua que pueda obstruir posteriormente el contacto del adhesivo dentinario con el agente imprimante. El último paso es la aplicación del adhesivo, que debe penetrar en los túbulos dentinarios, para estabilizar la dentina ya desmineralizada e imprimida (9).

Algunos autores refieren que la calidad de la adhesión esta dada por la duración del proceso y grabado, junto con la humedad de la dentina previa a la infiltración del sistema adhesivo. Hoy la investigación busca disminuir los pasos de la técnica, para simplificar el proceso de adhesión y por sobre todo, disminuir la sensibilidad de la técnica (56,57).

Con esta primicia, aparecieron los cementos de quinta generación, también conocidos como de “dos pasos”, de grabado total o acondicionamiento simultáneo de dentina y esmalte, donde se utiliza el sistema de “monobotella”,

que contiene el agente imprimante y el adhesivo juntos, que se deben aplicar después del grabado. Éste sistema busca simplificar la técnica para hacerla menos sensible y más rápida en obtener la adhesión, teóricamente, con un menor número de pasos clínicos (24).

2- Cementos de resina con sistemas adhesivos de autograbado (54):

Se han elaborado sistemas adhesivos autograbantes, similares a los utilizados en las resinas compuestas directas, pero para uso exclusivo de cementos de resina compuesta (58).

Poseen una adhesión a dentina de 18 a 23 MPa, pero su adhesión a esmalte aún no está clara. Su ventaja principal, es que graban y depositan el material adhesivo en un mismo paso, evitando la generación de vacíos en las zonas donde la sustancia inorgánica ha sido retirada (57).

Los agentes imprimantes que utilizan estos cementos incluyen una mezcla acuosa de monómeros acídicos, como éster fosfato o ácido carboxílico y monómeros hidrofílicos como el HEMA, y la cualidad de estos agentes imprimantes es que por su acides, pueden simultáneamente acondicionar e imprimir los tejidos dentarios duros, usando la capa de barro dentinario como un sustrato de unión intermedio (56).

La variación de la composición y concentración de los monómeros de resina acídicos permite clasificarlos de acuerdo a su grado de acidez en: suaves, moderados y agresivos. Se ha encontrado que los cementos con agentes imprimantes autograbantes agresivos y moderados, presentan mayores fuerzas de unión con dentina que aquellos más suaves (56).

Estos sistemas adhesivos también se pueden clasificar en sistemas de un paso y de dos pasos; donde en los primeros, se aplica sobre la superficie dentinaria, sin acondicionar, el agente imprimante autograbante y luego el cemento de resina compuesta. Se ha mencionado, que este sistema, debido a su alta concentración de monómeros de resina hidrofílicos y la falta de una posterior aplicación de una capa de adhesivo hidrofóbico, hace que se comporte como una membrana permeable posterior a su polimerización. El aumento en la permeabilidad de estos sistemas, le permite al agua difundir desde la dentina y formar gotas a lo largo de la interfase sistema adhesivo-cemento, pudiendo ser esto último el responsable de la relativa baja fuerza de adhesión observada en este tipo de sistemas adhesivos. En el sistema de dos pasos, se aplica el agente imprimante autograbante, luego de una capa de adhesivo y por último el cemento (58).

Las desventajas de los cementos que utilizan sistemas adhesivos, es que requieren de varios pasos que lleva a una mayor sensibilidad de la técnica (8). Por otro lado, son sensibles a la humedad, que deteriora la calidad de la unión. Para obtener una unión de mejor calidad, se requiere controlar la contaminación, y el uso de goma dique es la mejor forma de evitarla (59).

3- Cementos autoadhesivos:

Este tercer grupo es el más recientemente introducido en el mercado, y ha sido diseñado con el objetivo de superar algunas de los inconvenientes de los cementos convencionales (fosfato de zinc, poliacarboxilato y vidrio ionómero) y de los cementos de resina, para reunir las características favorables de las diferentes clases de cementos, dentro de un solo producto (54).

Los cementos autoadhesivos no requieren de ningún pretratamiento de la superficie del diente y una vez que el cemento ha sido mezclado, el procedimiento de aplicación es extremadamente simple. La aplicación se logra en un único paso clínico, similar al del fosfato de zinc y de los cementos de poliacarboxilato. Según las indicaciones de algunos fabricantes, mientras el barro dentinario no sea removido, no habrá sensibilidad post operatoria (54), y la poca sensibilidad registrada en la literatura refiere, que se encuentra más relacionada a la microfiltración, que al bajo pH inicial (10).

A diferencia del fosfato de zinc, los policarboxilatos, y los cementos de resina, los cementos autoadhesivos son reconocidos por ser tolerantes a la humedad y a liberar iones fluoruros de una forma similar a los cementos de vidrio ionómero. Además se espera que ellos entreguen buena estética, óptimas propiedades mecánicas, estabilidad dimensional, y adhesión micromecánica, similares a la de los cementos de resina. Tal combinación de buenas características de los cementos convencionales y de resina, reclama que los cementos autoadhesivos se utilicen para un amplio rango de aplicaciones. Al mismo tiempo, la necesidad clínica de procedimientos de adhesión más simples, no da lugar para errores provocados por una técnica sensible (54).

Los cementos autoadhesivos todavía son relativamente nuevos, y detallada información sobre su composición y características adhesivas es limitada. Sobre el cemento SeT (SDI) se conocen las indicaciones del fabricante, donde se manifiestan mínima sensibilidad postoperatoria, su medio de fotopolimerización dual, y el material se solidifica en 5 minutos por si solo, o en tan solo 20 segundos con lámpara de fotocurado. Otra característica es la liberación de altas dosis de flúor durante un largo periodo de tiempo. SeT mantiene su forma anatómica, eso quiere decir que con el transcurso del tiempo, no pierden su masa. Dentro de sus propiedades físicas una buena resistencia a la disolución, ya que presenta monómeros hidrofóbicos especiales

para brindar una buena resistencia al agua en estado de curado, aunque todavía posee un excelente sustrato de humedad cuando se coloca sobre una superficie adherente humedecida. Este cemento se encuentra indicado para incrustaciones indirectas, coronas, puentes, postes y tornillos, cerámica, metal y prótesis de resina.

Sin embargo el mecanismo básico de adhesión parece ser el mismo para todos los cementos autoadhesivos, donde el cemento RelyX Unicem (3M ESPE), es el más estudiado (60). Este cemento fue el primero de la clase de los autoadhesivos, en ser introducido en el mercado. Sus monómeros multifuncionales con grupos de ácido fosfórico, simultáneamente desmineralizan e infiltran la dentina (54).

La reacción inicial dominante es de polimerización de los radicales, que puede ser iniciada por exposición a la luz o a través del mecanismo de autopolimerización. Esto resulta en un amplio entrecruzamiento de los monómeros del cemento, y la creación de polímeros de alto peso molecular. Adicionalmente, para neutralizar la acidez inicial del sistema, fue utilizado un concepto de los vidrios ionómeros, resultando en un aumento del pH de un 1 a un 6, por medio de reacciones entre grupos fosfóricos y relleno alcalino. Los grupos de ácido fosfórico, presentes en el monómero, reaccionan con los iones de calcio de la apatita del diente. El agua que se forma en este proceso de

neutralización, contribuye a lo hidrofílico que es este cemento inicialmente, lo que permite una mejor adaptación a la estructura del diente y a la humedad (60). Por lo mismo, se espera que el agua sea reutilizada en la reacción de los grupos acídicos funcionales durante la cementación, con las partículas de relleno liberadoras de iones. Tal reacción finalmente resulta en un inteligente cambio a una matriz hidrofóbica. La adhesión obtenida confía en la retención micromecánica y en la interacción química entre los grupos acídicos del monómero y la hidroxiapatita (54,60).

Muchos productos se encuentran hoy en día en el mercado, estos difieren en los sistemas de presentación, tiempos de trabajo y aplicación, número de tonos disponibles, y composición. De acuerdo a los fabricantes, todos los cementos autoadhesivos liberan iones de flúor, son radioopacos, de activación dual, que se encuentran indicados para la cementación adhesiva de: porcelanas, resinas, metales, incrustaciones (de resina o metálicas), puentes, coronas, postes y tornillos hechos de metal, resina o de porcelana. El único procedimiento en que no está indicado el uso de cementos autoadhesivos, es en la cementación de carillas, ya que en la clínica se requiere de un mayor tiempo de trabajo, que permita el reposicionamiento y reajuste de las carillas, después del inicio de la polimerización del producto (56).

Los cementos autoadhesivos de resina compuesta, llegan al mercado como una muy buena alternativa que combina las ventajas de los cementos cerámicos tradicionales, con las ventajas de los cementos de resina, eliminando la posibilidad de un mayor número de errores que se pueden producir en técnicas de múltiples pasos. Pero lo que nos interesa saber es como será su desempeño ya que como estamos en presencia de un cemento relativamente nuevo, no sabemos si estos sistemas autoadhesivos actúan en desmedro de la capacidad adhesiva del cemento a la superficie dentaria, requisito fundamental en cualquier cemento en base a resinas. No existen estudios que nos demuestren su comportamiento en mediano y largo plazo. Así podemos solucionar dudas sobre su real capacidad de lograr los objetivos señalados por los fabricantes, y por sobre todo conocer su capacidad de sellado de la interfase diente-restauración.

El propósito del presente trabajo es evaluar comparativamente la capacidad de generar un buen sellado marginal de dos diferentes marcas de cementos de resina compuesta autoadhesivos, para saber si son homologables en infiltración y adhesión y conocer si su comportamiento es similar en el termociclado.

HIPÓTESIS

“Existen diferencias significativas en el grado de infiltración marginal de restauraciones indirectas cementadas con dos marcas diferentes de cementos autoadhesivos.”

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Determinar si existen diferencias significativas en el grado de infiltración marginal de restauraciones indirectas cementadas con dos marcas diferentes de cementos autoadhesivos.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar el grado de infiltración Marginal de restauraciones indirectas cementadas con el cemento autoadhesivo “RELIX-U100” (3M/ESPE).
- Determinar el grado de infiltración Marginal de restauraciones indirectas cementadas con el cemento autoadhesivo “SeT” (SDI).
- Analizar comparativamente lo resultados obtenidos.

MATERIAL Y MÉTODO

Este trabajo experimental se realizó en el Laboratorio del área de Biomateriales Dentales del Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile.

Se midió y se comparó in Vitro el grado de infiltración marginal de dos tipos de cemento de Resina Compuesta autoadhesivos.

Para la evaluación del cemento se recolectaron 30 piezas dentarias sanas (terceros molares), las cuales fueron conservados en una solución de suero fisiológico con formalina al 2% en un recipiente cerrado, mantenidos a temperatura ambiente hasta que fueron utilizados. Previo a su utilización, las piezas dentarias se limpiaron con agua, escobillas y clorhexidina al 0,12%. A cada pieza dentaria se le realizaron 2 cavidades operatorias clase V, estandarizadas en sus dimensiones, siendo de 3mm de profundidad, 3mm de alto y 6mm de ancho (Fig. 1), cada una de las cavidades fueron consideradas como independientes, a pesar de que todas ellas fueron realizadas por un mismo operador, ubicadas en vestibular, palatino/lingual de cada diente, ocupando el tercio medio de la cara correspondiente y quedando la pared axial

en dentina.

Fig. 1 Muestra de la profundidad, alto y largo de las cavidades realizadas



Estas cavidades se realizaron con una turbina refrigerada con agua y piedras de diamante de alta velocidad troncocónica con extremo redondeado N° ISO 806 de 1.14mm maillefer, (Alemania). La piedra fue reemplazada cada 5 preparaciones para evitar su desgaste.

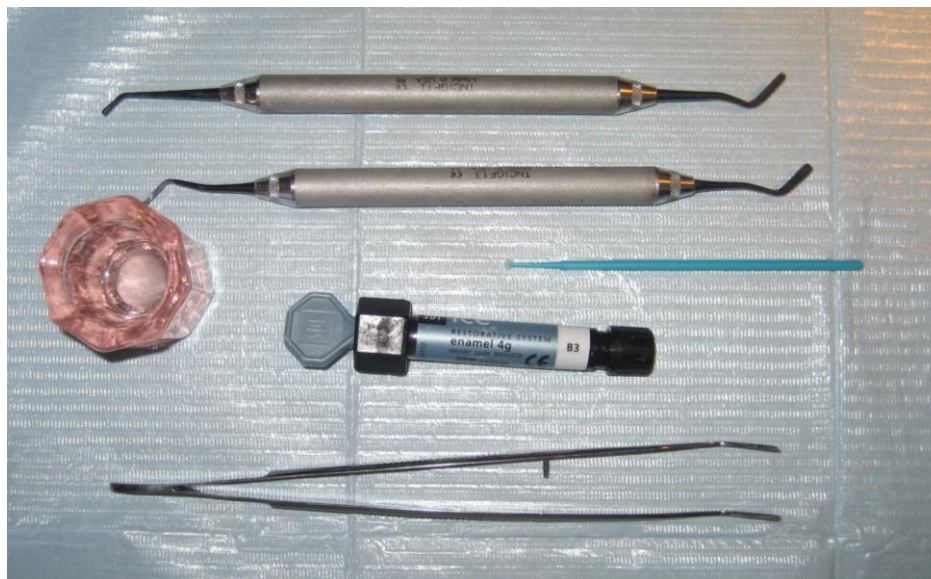
Luego de realizadas las cavidades, cada diente fue conservado en suero fisiológico isotónico mas formalina al 2% hasta que se realizó la restauración (1,4,61,62).

Como material de obturación se utilizó incrustaciones de resina

compuesta Z 100 (3M), color B3 (60) (Fig. 2).

Al terminar las cavidades estas se aislaron con aislante para acrílico y sobre ellas se confeccionaron las incrustaciones utilizando la técnica incremental, donde se realizaron 3 incrementos. Para facilitar el retiro y cementación de las incrustaciones se fabricó un botón de resina en el centro de cada una.

Fig. 2 Presentación de los materiales utilizados para la fabricación de las incrustaciones



Una vez terminadas se retiraron y se arenaron con óxido de alumina ≤ 40 um, luego se limpiaron con escobilla suave y agua, sumergidas en alcohol para limpiarlas y secadas con aire.

También fueron utilizados los botones para diferenciar al grupo de estudio que pertenece, Rojo para el grupo "A" donde se utilizó el cemento autoadhesivo "Relyx-U100" según las instrucciones del fabricante y Azul para el grupo "B", donde usamos cemento autoadhesivo "SeT" según las instrucciones del fabricante (3) (Fig. 3).

Fig. 3 Muestra de incrustaciones con sus respectivos botones que indican a que estudio pertenecen



Para el Grupo “A” (RelyX U100, 3M) se limpió la cavidad con escobilla y agua, se secó con papel absorbente (superficie con brillo satinado). Se dispensó cemento en un block y mezclamos con espátula plástica por 10 segundos (Fig. 4). Aplicamos a las paredes de la cavidad y de la restauración. Insertamos la restauración tomándola por el botón con una pinza, presionando para el asentamiento final. Retiramos los excesos del cemento luego de 3 minutos de iniciada la mezcla con el papel absorbente. Polimerizamos por 40 segundos (4,60).

Fig. 4 Materiales utilizados en el grupo “A” con el cemento RelyX



Para el Grupo "B" (SeT, SDI) se realizó el mismo procedimiento anterior; se limpió la cavidad con escobilla y agua, se secó con papel absorbente (superficie con brillo satinado). Dispensamos cemento en un block y mezclamos con espátula plástica por 10 segundos (Fig. 5). Aplicamos a las paredes de la cavidad y de la restauración. Insertamos la restauración tomándola por el botón con una pinza, presionamos para el asentamiento final. Retiramos los excesos del cemento luego de 3 minutos de iniciada la mezcla con el papel absorbente. Polimerizamos por 40 segundos (4,60).

Fig. 5 Materiales utilizados en el grupo "B" con el cemento SeT



Una vez realizadas las cementaciones, se dejaron en una estufa a 37° Celsius +/- 2° c durante 48 horas. Para evitar la microfiltración proveniente de los conductos y cámara pulpar se aplicó un tapón de vidrio ionómero de fraguado químico en los dientes con apertura apical mayor a 1mm (Fig. 6) (62).

Fig. 6 Tapón de vidrio ionómero realizado en las piezas con apertura apical mayor a 1 mm



Luego se procedió a sellar todas las superficies de la pieza dentaria con cianocrilato excepto un margen de 1mm alrededor de la restauración, después se cubrió completamente las piezas dentarias con dos capas de esmalte para uñas. Posteriormente se cubrió la misma zona con acrílico de autopolimerización (1).

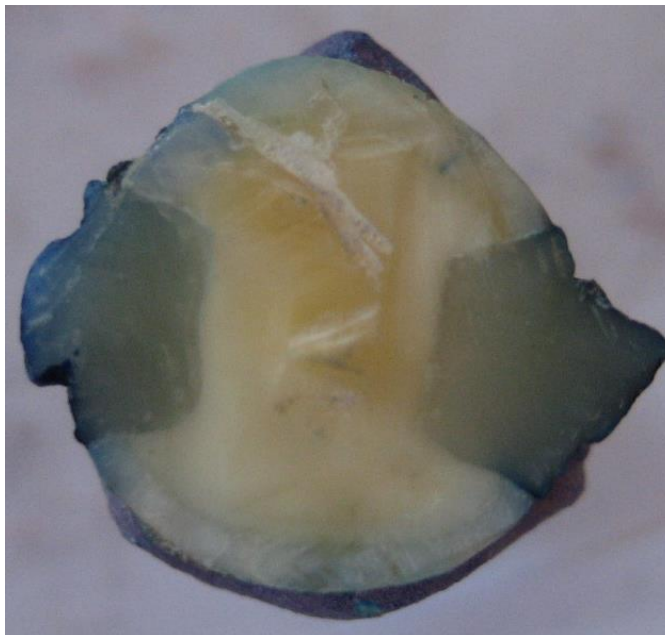
Las muestras se guardaron en un frasco rotulado en una estufa de control de humedad y temperatura, con 100% de humedad ambiental y a 37° C durante 48 hrs.

El proceso siguiente correspondió al termociclaje, en el cual se utilizó una solución acuosa de azul de metileno al 1% como indicador de microfiltración en la interfase diente-restauración.

El régimen de termociclaje fue de 100 ciclos entre 4° y 60°C manteniendo las muestras 30 segundos en cada baño térmico y llevando a temperatura ambiente (+/- 23°C) durante 15 segundos entre un baño y otro (1,4,61).

Una vez terminado el termociclaje las muestras se lavaron con un chorro profuso de agua por 5 minutos, secadas y posteriormente con un disco carburundum y micromotor se cortaron perpendicularmente al eje mayor del diente pasando por el centro de ambas restauraciones indirectas (Fig. 7), con el fin de medir el grado de microfiltración a través del nivel de infiltración del colorante. El corte se realizó de forma intermitente para disipar el calor producido (4).

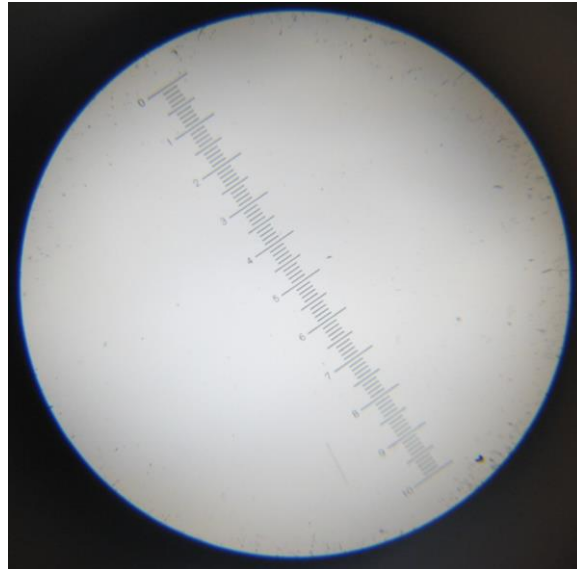
Fig. 7 Muestra con corte transversal realizado



Se enumeraron las muestras del 1 al 30. Cada preparación fue observada con microscopia óptica, utilizando lente lupa (10X), con lente graduado a nivel de la interfase diente-restauración (Fig. 8), evaluando el porcentaje de penetración del colorante (Fig. 9). Esta medida se obtuvo basándose en la relación existente entre el grado de penetración y la profundidad total de la cavidad, es decir:

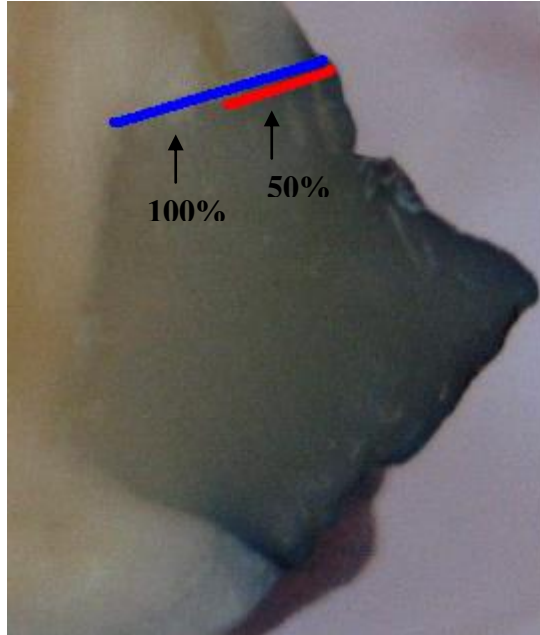
$$\frac{\text{Penetración del colorante en la interfase (mm)}}{\text{Profundidad total de la cavidad (mm)}} \times 100$$



Fig. 8 Vista del lente graduado del microscopio



Los resultados obtenidos fueron tabulados y analizados estadísticamente. Primero se revisó la normalidad de los datos mediante el análisis de “Kolmogorov-Smirnov” y “Shapiro-Wilk”, que contrasta la homogeneidad de las varianzas. Finalmente se utiliza el test “T-Student”, para muestras independientes, que determina si existen diferencias significativas entre los dos grupos (1,4,61).

Fig. 9 Esquema de la medición del porcentaje de infiltración de las restauraciones



-  Longitud total de la cavidad
-  Longitud de la infiltración

RESULTADOS

Los valores obtenidos fueron tabulados y se muestran en la Tabla 1.

TABLA I
PORCENTAJES DE INFILTRACIÓN

Nº de Muestra	RelyX U100 sin grabado	SeT sin grabado
1	4,54	28,07
2	25	43,75
3	11,11	23,91
4	28	46,15
5	30,55	48,64
6	26,19	36
7	33,33	46,34
8	28,2	35,55
9	11,42	51,72
10	45,23	33,33
11	15	23,07
12	9,75	19,51
13	16,32	45,65
14	30	52,08
15	18	47,72
16	18,42	71,42
17	21,95	30,61
18	23,8	57,89
19	41,37	37,14
20	17,02	31,42
21	24	33,33
22	20,51	27,5
23	30,18	50
24	25,49	47,72
25	24,24	35,29
26	31,57	68,57
27	30,55	47,5
28	32	58,33
29	34,37	33,33
30	28,94	35,71

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

GRÁFICO N° 1

PORCENTAJE DE INFILTRACIÓN SEGÚN CEMENTO UTILIZADO

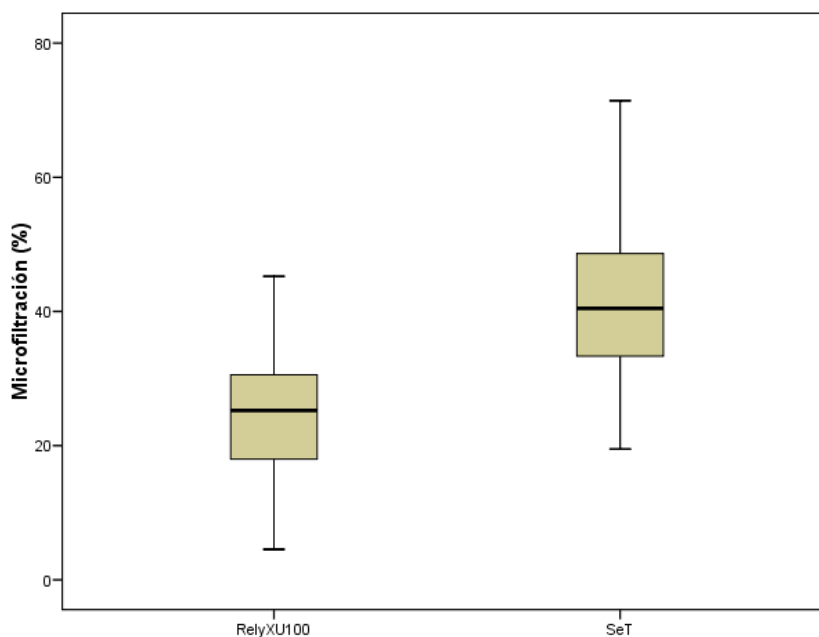


Gráfico N°1, las cajas representan la dispersión de los datos entre el primer y el tercer cuartil (intervalo intercuartil), indicando el rango donde se concentra el 50% central de los datos. La línea central horizontal representa a la mediana y las líneas verticales se extienden hasta los valores mínimos y máximos obtenidos.

El gráfico N°1 muestra que las restauraciones cementadas con RelyX U100 después de ser sometidas a termociclado, presentaron infiltraciones entre

4,54 y 45,23%, mientras que las cementadas con SeT obtuvieron valores de microfiltración entre 19,51 y 71,42%.

TABLA II
ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LA MUESTRA

GRUPO	N° de muestras	Promedio	Desv. Standard
RelyX U100	30	24,6	9,2
SeT	30	41,6	12,8

La tabla II muestra una media de infiltración en las restauraciones cementadas con RelyX U100 de 24,56%, con una desviación estándar de 9,216%. Por otro lado las restauraciones cementadas con SeT muestran una media de 41,57%, con una desviación estándar de 12,846%.

TABLA III
PRUEBAS DE NORMALIDAD KOLMOGOROV-SMIRNOV
Y SHAPIRO-WILK

	Kolmogorov-Smirnov(a)			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	Gl	Sig (p*).	Estadístico	gl	Sig (p*).
RelyX sin grabado	,100	30	,200	,983	30	,890
SeT sin grabado	,135	30	,171	,963	30	,377

* $p > 0,05$ indica una distribución Normal.

En la tabla III, podemos ver que la significancia (p. Valor) es mayor a 0.05, lo cual indica, que ambas variables tienden a una distribución normal.

Éstos resultados ahora nos permiten hacer uso del "T-Test", para muestras independientes, para determinar si existen diferencias significativas entre los dos grupos en estudio.

TABLA IV
ANÁLISIS CON TEST T CON MUESTRAS INDEPENDIENTES

TEST ESTADÍSTICO	VALOR T	Sig. Estadística (p*)
TEST T	5,892	$p < 0,001$

*** $p < 0,05$ indica una diferencia estadísticamente significativa.**

La tabla IV muestra los valores obtenidos al someter los resultados al Test T para muestras independientes. Se encontró un valor de $p < 0,001$ que al ser menor a 0,05 indica que si existen diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos experimentales.

DISCUSIÓN

De acuerdo a los resultados obtenidos en esta investigación podemos decir que ninguno de los dos cementos autoadhesivos utilizados en este estudio eliminó la microfiltración, lo que es esperable, porque ambos cementos son en base a resinas compuestas, y presentan falencias que son propias a ellas, como las diferencias en el coeficiente de expansión térmica del diente, la contracción de polimerización, etc (4,10,63).

Por otra parte las muestras fueron sometidas a termociclado, que es una técnica utilizada para imitar el ambiente bucal, eso quiere decir que corresponde a una técnica de envejecimiento artificial, cuya función es imitar los posibles cambios que se van produciendo en el ambiente bucal, pero que no logra recrear en un cien por ciento los accidentes que pueden ocurrir en éste (64).

Las restauraciones cementadas con el cemento RelyX U100 al ser comparadas con las del cemento SeT, presentaron un menor porcentaje de microfiltración marginal promedio, con una diferencia estadísticamente significativa. No existen investigaciones previas donde podamos comparar los

valores de penetración de la tinción entre estos dos cementos, ya que aún no se han realizado estudios con el cemento autoadhesivo SeT (SDI) y sus propiedades conocidas son sólo aquellas informadas por el fabricante, lo que hace necesario realizar más estudios de este cemento. Lo que sí podemos encontrar son varias investigaciones que nos pueden ayudar a entender el por qué de esta menor microfiltración en las restauraciones cementadas con el cemento RelyX U100, sobre todo estudios del cemento RelyX Unicem que corresponde a la versión en cápsulas del cemento RelyX U100, utilizado en el presente trabajo, que se presenta en forma de dos pastas y un dispensador. Ambos son muy similares, la única diferencia es su presentación, donde la en cápsulas podría mejorar los resultados gracias a su homogeneidad y por sobre todo la menor posibilidad de incorporar aire a la mezcla (60).

En el estudio de Piwowarczyk y col. se encontraron valores de microfiltración del cemento RelyX Unicem favorables tanto en esmalte como en dentina, donde los valores de microfiltración fueron los menores al ser comparado con los cementos de grabado y enjuague RelyX ARC y Panavia F, ambos de dos pasos (3).

Respecto al sellado marginal, podemos decir que si existen diferencias entre los cementos autoadhesivo y los con sistemas adhesivos, dependiendo la

superficie dentaria a tratar, así lo afirma Ibarra y col. que determinan que el sellado de los cementos autoadhesivos es similar a los que utilizan sistemas de adhesión en la dentina, pero que los cementos autoadhesivos se benefician enormemente al realizarles grabado ácido cuando quieran ser cementados en esmalte (65).

Radovic y col. concluyen que la adhesión del cemento autoadhesivo RelyX Unicem a dentina y varios materiales de restauración es satisfactoria y comparable a la de los cementos de resina de múltiples pasos. No así la adhesión al esmalte, que parece ser el eslabón débil de unión en los cementos autoadhesivos (54). Es por esto que sería interesante investigar más el comportamiento de estos nuevos cementos autoadhesivos–autograbantes al realizarles un grabado ácido a la estructura dentaria previo a la cementación. Sobre este tema De Munck y col. concluyeron que la mejor eficacia de unión en los cementos autoadhesivos, es obtenida cuando se graba selectivamente el esmalte de la preparación (66).

Los diferentes resultados entre ambos cementos en estudio, se puede deber a sus diferentes componentes y presentación, generando capacidades de infiltración distintas, donde se ve beneficiado el cemento RelyX U100 gracias a

una mejor adhesión micromecánica que parece tener este cemento, y que esta adhesión se comporte de manera similar al ser sometido al termociclado (66,67).

Hay que investigar con mayor profundidad los mecanismos de adhesión de ambos cementos con la estructura dentaria, ya que los fabricantes de ambos productos no detallan sus compuestos, lo que tan solo nos permite suponer la reacción que ocurre en el cemento ReliX U100 entre la apatita de la superficie dentaria con los grupos de ácido fosfórico del metacrilato, así se desmineralizaría la superficie dentaria y penetrar dentro de ella. Una vez polimerizado se logra retención micromecánica, junto con esto se sumaría la adhesión química a través de una reacción ácido base entre la apatita y los grupos de ácido fosfórico. Gerth and col, sostiene que ocurre un aumento en la interacción química entre el calcio de la hidroxiapatita y el cemento, que explicaría las buenas propiedades mecánicas del producto al ser comparado con resinas convencionales (68).

Se hace muy necesaria la investigación *in vivo* de estos productos, sobre todo a mediano y largo plazo ya que nunca se va a poder reproducir fidedignamente los posibles accidentes orales en una investigación *in Vitro*, donde los resultados obtenidos se encuentran limitados bajo las circunstancias

del operador, con una menor posibilidad de imitar los acontecimientos naturales del medio oral.

El único estudio *in vivo* con el que contamos es el realizado por Behr y col. donde se realizó un ensayo clínico, que compara el éxito clínico de distintas restauraciones después de cinco años, que fueron cementadas con fosfato de zinc y RelyX Unicem aleatoriamente, como resultado se vio que no existen diferencias significativas en el rendimiento de ambos cementos y no existió pérdida de retención o formación de caries secundarias en ninguno de los dos materiales de cementación. La única diferencia fue el acumulo de placa en RelyX Unicem que fue mayor que el del fosfato, esto se adjudica a que las bacterias colonizan más fácilmente las superficies resinosas que las inorgánicas del fosfato (68).

Podemos atribuir los distintos resultados encontrados en la literatura a las diferentes metodologías utilizadas para poder medir el sellado marginal, donde cambian la cantidad de ciclos de termociclado, el tiempo que ha sido almacenado en agua, la composición del líquido donde se mantienen las muestras, los tintes usados y sus concentraciones, el número de operadores que miden la microfiltración junto con distintas metodologías, las preparaciones para las restauraciones, el material de restauración, etc.

CONCLUSIONES

De acuerdo a los resultados obtenidos en el presente trabajo, podemos concluir que:

1. Ninguno de los cementos de resina autoadhesivos en estudio, es decir, RelyX U100 (3M-ESPE) y SeT (SDI), eliminó totalmente la microfiltración.
2. Las restauraciones de resina compuesta indirecta cementadas con el cemento de resina autoadhesivo RelyX U100, presentaron el menor porcentaje de infiltración marginal promedio.

SUGERENCIAS

- Realizar otros estudios *in Vitro* de sellado marginal de cementos autoadhesivos, que diferencien la adhesión en el esmalte y en la dentina.
- Realizar estudios *in Vitro* de sellado marginal, que comparen cementos autoadhesivos con cementos autoadhesivos previo el uso de un grabado ácido.
- Realizar estudios del comportamiento de las restauraciones indirectas cementadas con cementos autoadhesivos *in vivo* y compararlos con los obtenidos *in Vitro*
- Evaluar *in vivo* el comportamiento a largo plazo de las restauraciones indirectas cementadas con diferentes marcas comerciales de cementos autoadhesivos.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. CORREA C. CONTREAS G, BADER M. “Estudio comparativo in vitro de la filtración marginal de restauraciones de amalgama con tres sistemas de adhesión diferentes”. Trabajo de investigación para obtener el título de Cirujano Dentista. Universidad de Chile. Facultad de Odontología. Santiago-Chile. 2002; 20(2): 9-21.
2. SANDOVAL S. “Estudio Comparativo in Vitro al microscopio electrónico de barrido del efecto sobre la dentina de un sistema adhesivo con grabado ácido total y un sistema adhesivo autograbante”. Trabajo de investigación para obtener el título de Cirujano Dentista. Universidad de Chile. Facultad de Odontología. Santiago-Chile. 2005
3. PIWOWARCZYK A, LAUER HC, SORENSEN JA. Microleakage of various cementings agents for full cast crowns. Dent Mater 2005;21(5):445-453.
4. CORRAL C. “Estudio Comparativo In Vitro del Grado de Sellado Marginal obtenido en Restauraciones Indirectas de Resina Compuesta Cementadas con Cemento Autoadhesivo y Cemento con Sistema Adhesivo de Grabado y

Enjuague". Trabajo de investigación para obtener el título de Cirujano Dentista. Universidad de Chile. Facultad de Odontología. Santiago-Chile. 2007.

5. EHRMANTRAUT M, BADER M, BAEZA R, ASTORGA C. Generalidades sobre cementos odontológicos. Texto de biomateriales odontológicos, tomo 1, propiedades generales materiales cerámicos 2004:143-152.

6. JONES DW. Dental cements: an update. 1998; 64(8): 569-570.

7. WEINER RS. Dental cements. A review and update. 2007; 55(4):357-364.

8. ROSENSTIEL SF, LAND MF, CRISPIN BJ. Dental luting agents: a review of the current literature. J Prosthet Dent 1998; 80(3):280-301.

9. DIAZ-ARNOLD AM, VARGAS MA, HASELTON DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. J Prosthet Dent 1999;81:135-41.

10. ATTAR N, TAM LE, McCOMB D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. J Prosthet Dent 2003;89:127-134.

11. WHITE SN, YU Z, TOM JF, SANGSURASAK S. In vivo microleakage of luting cements for cast crowns. *J Prosthet Dent* 1994; 71:333-8.
12. PLATT JA. RESIN CEMENTS: into the 21st century. *Compend Contin Educ Dent* 1999; 20:1173-6, 1178, 1180-2.
13. STANFORD CM, FAN PL, KNOEPEL R, SCHOENFELD CM, STANFORD JW. Radiopacity of Light-cured posterior composite resins. *J Am Dent Assoc* 1987; 115:722-4.
14. KYDD WL, NICHOLLS JI, HARRINGTON G, FREEMAN M. Marginal leakage of cast gold crowns luted with zinc phosphate cement: an in vivo study. *J Prosthet Dent* 1996;75:9-13.
15. ASTORGA C, BADER M, EHRMANTRAUT M. Cementos de fosfato de zinc. *Texto de Biomateriales Odontológicos, Tomo 1: propiedades generales materiales cerámicos*, 2004: 171-177.
16. BEBERMEYER RD, BERG JH. Comparison of patient-perceived post cementation sensitivity with glass ionomer and zinc phosphate cements. *Quintessence Int* 1994;25:209-14.

17. JOHNSON GH, POWELL LV, DEROUEN TA. Evaluation and control of post-cementation sensitivity: zinc phosphate and glass ionomer luting cements. J Am Dent Assoc 1993;124:38-46.
18. KERN M, KLEIMEIER B, SCHALLER HG, STUB JR. Clinical comparison of postoperative sensitivity for a glass ionomer and zinc phosphate luting cement. J Prosthet Den 1996;75:159-62
19. ASTORGA C, BADER M. Cementos polialquenoicos, texto de Biomateriales Odontologicos, Tomo 1: propiedades generales materiales cerámicos, 1ª edición , 2004; 194:179-192.
20. CARRILLO SC. Actualización sobre los cementos de ionómero de vidrio, 30 años (1969-1999), Rev ADM 2000; 57 (2): 65-71.
21. DE LA MACORRA JC. Nuevos materiales a base de vidrio ionómero: vidrios ionómeros híbridos y resinas compuestas modificadas. Rev Eur Odont 1995; 7(5): 259-272.
22. ANUSAVICE KJ. Phillip's science of dental materials, ed. 11. St. Louis: W.B. Saunders Co.; 2003: 470-492.

23. DONLY KJ, SEGURA A. Clinical performance and caries inhibition of resin-modified glass ionomer cement and amalgam restorations. *J Am Dent Assoc* 1999; 130:1459-1466.
24. WEINER R. Liners, bases, and cements in clinical dentistry. A review and update. *Dent Today* 2003; 22(8):88-93.
25. CARRILLO SC. Dentina y adhesivos dentinarios: conceptos actuales. *Rev ADM* 2006; 63(2): 45-51.
26. PETERS M, JIMENEZ M, POORT G. Antibacterial effect of various glass ionomers. *J Dent Res* 2002;81:68-77.
27. LINDQUIST TJ, CONNOLLY J. In Vitro microleakage of luting cements and crown foundation material. *J Prosthet Dent* 2001;85:292-298.
28. MaLEAN JW, PASSER O. Glass-cement cements. *Quintessence Int* 1985;16:333-43.
29. JOKSTAD A, MJOR IA. Ten years, clinical evaluation of three luting cements. *J Dent* 1996;24:309-15.

30. CERN M, Kleimeier B, Schaller HG, Strub JR. Clinical comparison of postoperative sensitivity for glass ionomer and zinc phosphate luting cements. *J Prosthet Dent* 1996;75:159-62.
31. SMITH DC, RUSE ND. Acidity of glass ionomer cements during setting and its relation to pulp sensitivity. *J Am Dent Assoc* 1986;112:654-7.
32. TERRY DA. Selecting a luting cement: part II. *Pract Proced Aesthet Dent* 2005, 17(1):28-31.
33. THONEMANN B, FEDERLIN M. Resin-modified glass ionomers for luting posterior ceramic restorations. *Dent Mater* 1995;11:161-8.
34. CHO E, KOPER H, WHITE SN. Moisture susceptibility of resin-modified glass-ionomer materials. *Quintessence Int* 1995;26:351-8.
35. CRAIG R. POWERS JM. *Restorative dental materials*, ed.11. St. Louis: Mosby;2002:594-662.
36. CREUGERS NH, KAYSER AF, VAN HOF MA, A meta-analysis of durability

data on convencional fixed bridges. *Comm Dent Oral Epidemiol* 1994;22:448-52.

37. WHITE SN, FURUICHI R, KYOMEN SM. Microleakage through dentón alter crown cementation. *J Endod* 1995;21:9-12.

38. STRYGLER H, NICHOLLS JI, TOWNSEND JD. Microleakage at the resin alloy interface of chemically retained composite resin for cast restoration. *J Prosthet Dent* 1991;65:733-9.

39. MOWAFY O. The use of resin cements in restorative dentistry to overcome retention problems. *J Can Dent Assoc.* 2001;67:97-102.

40. CHRISTENSEN GJ, Skating nonmetal crowns of fixed partial dentares with resin cements. *J Am Dent Assoc.* 1998;129:239-41.

41. GOMES J. La adhesión en prostodoncia fija. En: Hinostroza G. y cols. *Adhesión en Odontología Restauradora.* 1ª Edición. Editora Maio. Brasil. 2003. 454 p., pp. 368-369.

42. FUENTES M. "Estudio Comparativo in Vitro de la Fuerza Adhesiva de Restauraciones Indirectas Estéticas Cementadas con Cemento de Resina Dual y Resina Fluida". Trabajo de investigación para obtener el título de Cirujano Dentista. Universidad de Chile. Facultad de Odontología. Santiago-Chile 2004.
43. HERVÁS A, MARTINEZ MA, CABANES J, BARJAU A, FOS P. Resinas compuestas: revisión de los materiales e indicaciones clínicas. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006; 11(2):215-220.
44. ELLAKWA A, CHO N, LEE IB. The effect of resin matrix composition on the polymerization shrinkage and rheological properties of experimental dental composites. *Dent Mater* 2007; 23(10):1229-1235.
45. FORTIN D, VARGAS MA. The spectrum of composites: new techniques and materials. *J Am Dent Assoc* 2000;131 Suppl: 26S-30S.
46. DE LA MACORRA JC. La contracción de polimerización de los materiales restauradores a base de resinas compuestas. *Odont Cons* 1999;2(1):24-35.
47. ANUSAVICE KJ. *Ciencia de los Materiales Dentales*. 10ª Edición. McGraw-Hill Interamericana. 1996. México. 746 p. Cap 12. 284-294.

48. FARAH J, POWERS J. Adhesive resin cements. *Dental Advisor* 2005;22:3.
49. ALVIM HH, ALECIO AC, VASCONCELLOS WA, FURLAN M, DE OLIVEIRA JE, SAAD JR. Análisis of camphorquinone in composite resins as a function of shade. *Dent Mater* 2007; 23(10):1245-1249.
50. BUONOCORE M. A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic filling materials to Enamel Surfaces. *J.D.Res* 1955; 34(6):849-853.57.
51. GUERRA C, “Análisis comparativo in Vitro de la resistencia adhesiva de dos técnicas de aplicación de sistemas adhesivos”. Trabajo de investigación para obtener el título de Cirujano Dentista. Universidad de Chile. Facultad de Odontología. Santiago-Chile 2002.
52. FUSAYAMA. T. Et al. “Non pressure adhesion of a new adhesive restorative resin”. *Journal of Dental Research* 1979; 58(4):1364-1370.
53. HENOSTROZA G, Perspectiva histórica. En: Hinostroza G. y col. Adhesión en Odontología Restauradora. 1ª Edición. Editora Maio. Brasil. 2003; 454:14-19.

54. RADOVIC I, MONTICELLI F, GORACCI C. Self Adhesive Cements: A Literature Review. *J Adhes Dent* 2008; 10: 251-258.
55. SENSAT ML, BRACKETT WW, MEINBERG TA, BEATTY MW. Clinical evaluation of two adhesive composite cements for the supresión of dentinal cold sensitivity. *J Prosthet Dent* 2002; 88(1):50-53.
56. EL ZOHAIKY AA, DE GEE AJ, MOHSEN MM, FEILZER AJ. Effect of conditioning time of self-etching primer son dentin bond strenght of three adhesive resin cements. *Dent Mater* 2005; 21(2):83-93.
57. BARRANCOS P. Manipulación y comportamiento de los composites. En: *Operatoria Dental, Integración Clínica*. Barrancos J, Barrancos P. 4ª Edición. Editorial Médica Panamericana. Argentina. 2006. 1306 p. Cap. 38. 778-780.
58. CARVALHO RM, PEGORARO TA, TAY FR, PEGORARO LF, SILVA NR, PASHLEY DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine. *J Dent* 2004; 32(1):55-65.

59. BEHR M, ROSENTRITT M, REGNET T, LANG R, HANDEL G. Marginal adaptation in dentin of self-adhesive universal resin cement compared with well-tried system. *Dent Mater* 2004; 20(2):191-197.
60. 3M ESPE. RelyX Unicem Aplicap/Maxicap Cemento definitivo de composite universal autoadhesivo, Información de uso. 3M ESPE AG, Dental products, D-82229 Seefeld, Germany. 2005.
61. FIGUEROA K, SEGUEL B, BADER M, EHRMANTRAUT M. Influencia del eugenol en la microfiltración de restauraciones de resinas compuestas. *Rev Fac Odont Univ Chile* 2003; 21(1):52-58.
62. GEORGE SW, PICHARDO MR, BERGERON BE, JEANSONNE BG. The effect of formalin storage on the apical microleakage of obturated canals. *J Endod*. 2006 Sep;32(9):869-71.
63. NUNES M, FRANCO E, PEREIRA J. Marginal Microlakage: Critical análisis of methodology. *Salusvita* 2005; 24(3):487-502.

64. YAVUZ I, AYDIN AH. New method for measurement of surface areas of microleakage at the primary teeth by biomolecule characteristics of methylene blue. *Biotechnol & Biotechnol Eq* 2005; 19(1): 181-187.
65. IBARRA G, JOHNSON GH, GEURTSSEN W, VARGAS MA. Microleakage of porcelain veneer restorations bonded to enamel and dentin with a new self-adhesive resin based dental cement. *Dent Mater* 2007;23(2):218-225.
66. DE MUNCK J, VARGAS M, VAN LANDUYT K, HIKITA K. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater* 2004;20:963-971.
67. GERTH H, DAMMASCHKE T, ZUCHNER H, SCHAFER E. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites- A comparative study. *Dent Mater* 2006; 22; 934-941.
68. BEHR M, ROSENTRITT M, WIMMER J, LANG R, KOLBECK C, BURGERS R, HANDEL G. Self- adhesive resin cement versus zinc phosphate luting material: A prospective clinical trial begun 2003. *Dent Mater* 2008.