

**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA**

“Resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta sobre bases de ionómero vítreo sometidas a dos tratamientos acondicionadores distintos”

PRI – ODO: 10/002

Nicolás Andrés Brower Correa

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

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

**TUTOR ASOCIADO
Dr. Cristián Astorga Meneses**

**Santiago - Chile
2011**

A mis padres y hermanos.

AGRADECIMIENTOS

A mi familia, por su amor, apoyo y comprensión durante todos mis años de carrera.

A Patricio Arancibia y Pilar Campos, por acompañarme siempre y ayudarme a terminar este camino con éxito.

A Vivi, Juano, Carlos, Michelle, Caro y todos los viejos estandartes, por la amistad, el compañerismo y los buenos momentos vividos.

A mis amigos de toda la vida, y los nuevos también.

A cada profesor y funcionario que alguna vez me brindó su ayuda durante mi estadía en la facultad (mención especial a Lucho por su colaboración, esencial en llevar a cabo este trabajo).

Al profesor Marcelo Bader, por su apoyo y buena disposición en la realización de mi tesis.

ÍNDICE

	Página
INTRODUCCIÓN	5
MARCO TEÓRICO	9
• Resinas compuestas	9
• Cementos de vidrio ionómero	15
• Sistemas adhesivos	18
• Resinas compuestas de baja contracción: Siloranos	23
HIPÓTESIS	27
OBJETIVOS	27
MATERIALES Y MÉTODO	28
RESULTADOS	34
DISCUSIÓN	39
CONCLUSIONES	42
SUGERENCIAS	43
RESUMEN	44
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	45

INTRODUCCIÓN

Dentro de las grandes ocupaciones que la profesión odontológica posee hasta nuestros días, sin duda un lugar preponderante lo ocupa el tratamiento de la enfermedad de caries y sus consecuencias. Sabemos que se trata de un proceso en el cual las fluctuaciones del pH causadas por la actividad de la placa bacteriana acidogénica originan un desequilibrio del balance mineral existente entre la superficie dentaria y los fluidos bucales, llevando a la disolución progresiva de los tejidos duros y la aparición de cavitaciones o lesiones de caries cuando las alteraciones se mantienen en el tiempo ^[1]. Es debido a estos efectos destructivos que la práctica e investigación odontológicas destinan gran parte de sus esfuerzos a reemplazar las estructuras perdidas, en virtud de proteger los tejidos sanos remanentes y restituir las funciones estomatognáticas que se han visto perjudicadas (masticatoria, fonatoria, estética, psicológica, etc.).

Como una constante dentro de la evolución tecnológica de la práctica dental, la búsqueda de materiales restauradores que tengan propiedades físicas cada vez más cercanas a las dentarias, siendo además compatibles biológicamente y de resultados estéticos óptimos, dio origen a la aparición, a mediados del siglo XX, de las resinas compuestas. El desarrollo de las resinas compuestas actuales se inició con el descubrimiento, a comienzos de los años sesenta, de la molécula Bis-GMA por parte de Bowen ^[2]. Este monómero, perteneciente a la familia de los dimetacrilatos, continúa siendo el más utilizado para la fabricación de resinas compuestas en la actualidad, tanto individualmente como en combinación con otros monómeros de la misma familia ^[3].

La aplicación clínica de las resinas compuestas trae consigo una importante desventaja: la contracción volumétrica. Esta es una manifestación inherente en los materiales que polimerizan vía radicales libres, dado que en el polímero las moléculas, ahora unidas por enlaces covalentes, se encuentran a menor distancia

de lo que estaban al estado de monómeros. Este fenómeno genera estrés dentro de la restauración y transmite fuerzas tensionales a la interfase adhesiva que pueden llevar a la disolución de ésta, con el consiguiente fracaso clínico (por tinción marginal, sensibilidad postoperatoria, caries secundaria, etc.) [4]. En respuesta a lo anterior, existen diversas técnicas y avances de aplicación clínica que buscan contrarrestar los efectos negativos del estrés de polimerización, una de las cuales es la utilización de bases cavitarias flexibles [5], como por ejemplo las resinas compuestas fluidas y el cemento de vidrio ionómero.

El cemento de vidrio ionómero, formado mediante una reacción ácido-base entre vidrio de fluoraluminosilicato y ácido polialquenoico [6], posee propiedades anticariogénicas derivadas de la liberación de flúor, biocompatibilidad, baja toxicidad, comportamiento térmico compatible con la dentina y adhesión química a las estructuras dentarias [7]. Estas propiedades hacen que su uso como material protector en contacto con la dentina sea una práctica prudente en el caso de que los límites de la cavidad a restaurar se encuentren cercanos a la cámara pulpar, de acuerdo principalmente a la contracción de polimerización, microfiltración asociada, falta de propiedades anticariogénicas y posibilidad de irritación pulpar que presentan las resinas compuestas [8]. Esto constituye la llamada técnica “sándwich” o mixta, en la cual una de capa cemento de vidrio ionómero es situada en la parte más profunda de la cavidad, bajo la restauración de resina compuesta [7].

Dado que por sí sola la resina compuesta no puede lograr una unión íntima con las estructuras dentarias es que se hace necesaria la utilización de sistemas adhesivos con este fin. El proceso de adhesión puede ser resumido en tres pasos, realizados por tres materiales diferentes: 1) el acondicionador ácido, encargado de modificar química y morfológicamente la superficie dentaria para permitir posteriormente la adhesión mecánica de los demás componentes del sistema, 2) el imprimador, que tiene la finalidad de penetrar la zona desmineralizada y mejorar

la humectabilidad de la dentina acondicionada para facilitar el contacto con la resina adhesiva, y 3) la resina adhesiva, que se adhiere al imprimador, penetrando esmalte y dentina y sirviendo de puente entre las dos superficies a adherir, tejido dentario y composite ^[9].

La técnica de grabado ácido total corresponde al método más tradicional de acondicionamiento de esmalte y dentina ^[9]. Tras la aplicación de ácido orto fosfórico 30-40% ^[10], se produce una solubilización parcial de la estructura prismática del esmalte, creándose una superficie microrretentiva ideal para la adhesión. En el caso de la dentina, el grabado ácido expone su verdadero sustrato de unión, representado por la matriz colágena de la dentina peritubular ^[9]. Tras el acondicionamiento, tanto el ácido grabador como los minerales disueltos son eliminados mediante lavado con abundante agua y posterior secado de las superficies dentarias.

La más reciente innovación dentro del desarrollo tecnológico en pos de manejar la contracción de polimerización corresponde a la formulación de nuevos monómeros en la matriz. Es así como 3MTM ha introducido al mercado su composite FiltekTM P90 Restaurador Posterior de baja contracción ^[11], basado en la química de los siloranos. Su principal y más importante diferencia con los dimetacrilatos es que su reacción de polimerización es a través de la apertura catiónica de grupos ciclo-alifáticos, lo que origina una expansión en la etapa inicial que contrarresta la pérdida de volumen ocurrida cuando los nuevos enlaces son formados, traduciéndose en una contracción neta menor ^[11, 12].

El sistema adhesivo implementado específicamente para FiltekTM P90 es de tipo autograbante de dos pasos. Los adhesivos autograbantes se basan en la utilización de monómeros ácidos no lavables que graban e impriman simultáneamente los tejidos dentarios, sin eliminar la hidroxiapatita ni el barro dentinario de las paredes cavitarias, sino que incorporándolos a la interfase adhesiva ^[13]. Según la descripción del fabricante, el primer autograbador para

Filtek™ P90 posee un pH aproximado de 2.7, proporcionando un grabado y desmineralización leve de las estructuras dentarias ^[11].

Cuando se realiza una restauración adhesiva directa la idea es que ésta y la pieza dentaria actúen solidariamente frente a los requerimientos funcionales, comportándose como una sola entidad. Para ello, es imprescindible que exista adhesión entre las estructuras del diente y la restauración. Al aplicar la técnica mixta descrita anteriormente el panorama adquiere mayor complejidad; el vidrio ionómero utilizado otorga un muy buen sellado y una fuerte adhesión a la dentina, actuando como sustituto artificial de ésta y posibilitando la disminución en el grosor de la resina compuesta, con las ventajas que ello implica en el control de sus propiedades negativas ^[14]. El desafío radica entonces en cómo unirnos efectivamente a la base de vidrio ionómero para permitir este funcionamiento como monoblock entre restauración, base y diente. Se ha demostrado que la adhesión química entre resina compuesta y vidrio ionómero de fraguado químico (convencional) es mínima ^[15]. No obstante, es posible lograr una adhesión efectiva sobre la superficie del vidrio ionómero convencional al aplicar ácido ortofosfórico sobre ella durante la técnica de grabado ácido total. Tras esta limpieza química, el cemento posee una alta energía superficial y es capaz de establecer una unión íntima con las resinas del sistema adhesivo para composite ^[16].

En el caso del sistema Filtek™ P90 no es posible aplicar el ácido ortofosfórico a la dentina y por lo mismo al ionómero, puesto que utiliza un adhesivo autograbante. De allí surge entonces la problemática a analizar en la presente investigación: ¿Puede este adhesivo acondicionar la base de ionómero como para generar una adhesión que posibilite el comportamiento como monoblock? En virtud de lo anterior, en el presente estudio se evaluará la efectividad de unión de este sistema al ionómero vítreo comparación a la de uno basado en la técnica de grabado ácido total, en asociación con sus respectivas resinas compuestas.

MARCO TEÓRICO

RESINAS COMPUESTAS

Hoy en día las resinas compuestas constituyen uno de los materiales restauradores más utilizados por el odontólogo. Lo anterior obedece a numerosas virtudes, entre las que destacan una baja solubilidad en el medio oral, resistencia adecuada ^[9], restauración en pequeños volúmenes y propiedades estéticas superiores a las de cualquier otro material de restauración directa disponible ^[17].

Composición química de las resinas compuestas

1. Fase orgánica o matriz

Monómeros

El Bis-GMA, desarrollado por Bowen a comienzos de los años sesenta, corresponde a la molécula más frecuentemente encontrada en el mercado ^[2, 3, 9, 18]. Es sintetizada a partir de tres moléculas base: el bisfenol, el alcohol glicídico y el ácido metacrílico. El monómero bifuncional resultante posee un alto peso molecular que le provee una menor contracción de polimerización, baja volatilidad, polimerización rápida y generación de una resina más dura, en comparación a las matrices de metilmetacrilato. Acorde a sus características moleculares (Fig.1), el Bis-GMA es una resina altamente rígida, debido a la presencia de grupos aromáticos que dificultan la rotación molecular, y viscosa, debido a la facilidad para formar puentes de hidrógeno que lo confieren los grupos hidroxilo ^[9]. Esta gran viscosidad constituye un inconveniente, puesto que limita la cantidad de relleno que puede ser incorporado a la matriz ^[19]; para compensar esto es que las formulaciones para composite combinan el Bis-GMA con diversos monómeros de menor peso molecular que actúan como diluyentes o controladores de viscosidad, tales como el Bis-DMA (bisfenol A dimetacrilato), UDMA (uretano-dimetacrilato), MMA (metil-metacrilato), EGDMA (etilenglicol-dimetacrilato) y

TEGDMA (tri-etilenglicol-dimetacrilato) [3, 9, 18, 19, 20]. Estos monómeros, al igual que el Bis-GMA, son multifuncionales y permiten la formación de enlaces entre las cadenas poliméricas o “enlaces cruzados”, que mejoran las propiedades físicas y mecánicas de la matriz. No obstante, la incorporación de diluyentes está limitada por los efectos no deseables que produce: una mayor contracción de polimerización y la generación de una resina compuesta con menor resistencia a la abrasión y flexibilidad aumentada [19].

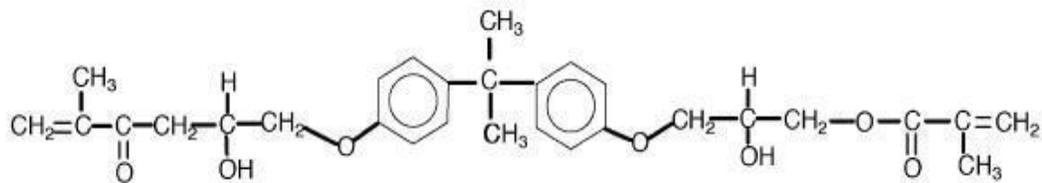


Fig.1. Estructura molecular del monómero Bis-GMA.^[19]

2. Fase dispersa

La fase dispersa está formada por partículas inorgánicas de relleno que son agregadas a la matriz con el fin de mejorar las propiedades físicas y mecánicas de ésta [3]. Las resinas compuestas actuales poseen partículas de relleno tales como cuarzo, sílice coloidal y sílice vítrea que contiene bario, estroncio y zirconio [2]. La presencia de la fase dispersa reduce la contracción de polimerización, el coeficiente de expansión térmica y la absorción de agua y, simultáneamente, incrementa la resistencia tensional, resistencia al desgaste y módulo de elasticidad [2, 19, 20, 21]. Por otro lado, las partículas también proveen radio opacidad, facilitan la manipulación y mejoran la estética [3].

Tanto el tamaño de las partículas como la cantidad de relleno incorporado a la matriz van a modular las características de la resina compuesta. Como regla general, mientras mayor sea la carga de relleno, mayores serán también las propiedades mecánicas de la restauración final [21]. A través del tiempo las innovaciones se han centrado principalmente en reducir el tamaño de las partículas de relleno, apuntando a obtener una mayor estética a largo plazo

mejorando propiedades como la facilidad de acabado y pulido ^[18, 21], resistencia al desgaste superficial y degradación ^[3]. No obstante, es importante mencionar que la utilización de partículas más pequeñas aumenta el área de contacto entre la matriz y el relleno, limitando la incorporación de altas cargas, con todas las implicancias que esto tiene en las propiedades mecánicas del composite ^[21].

3. Fase de unión

Para que la resina compuesta posea adecuadas propiedades mecánicas es imperante lograr una adhesión fuerte y estable entre el relleno y la matriz orgánica, permitiendo la transferencia efectiva de fuerzas tensionales entre ambas fases ^[9]. Esto se realiza a mediante el tratamiento superficial de las partículas inorgánicas con un agente de enlace silano bifuncional, capaz de unirse a los grupos hidroxilos de las partículas de sílice por un extremo y copolimerizar con la matriz por el otro. Un agente de enlace comúnmente utilizado es el 3-metacril-oxipropil-trimetoxisilano (MTPS) ^[2]. La calidad de la unión formada afectará directamente la resistencia a la abrasión de la resina compuesta ^[20], así como su estabilidad frente a la degradación por agua, previniendo la penetración de ésta a través de la interfase relleno-resina ^[9].

Clasificación de las resinas compuestas ^[18]

Los avances más importantes dentro del desarrollo de las resinas compuestas han afectado a la fase relleno, que es la que esencialmente determinará las características físicas del material ^[9, 21]. Es así como los fabricantes han modificado constantemente el tamaño de las partículas y su distribución, en un intento por alcanzar propiedades mecánicas óptimas manteniendo una buena estética; debido a esto, la manera más frecuente de distinguir las resinas compuestas es de acuerdo a estos parámetros ^[19], como se indica a continuación.

- Macrorrelleno

Corresponden a las primeras partículas de relleno utilizadas, con un tamaño entre 1 y 50 μm . Los materiales resultantes eran muy resistentes, pero difíciles de pulir, y era imposible que mantuvieran la suavidad superficial a largo plazo.

- Microrrelleno

Surgieron con el fin de lograr una mayor estética a largo plazo. El tamaño promedio de las partículas era de 40 nm. Estas resinas compuestas podían pulirse pero eran generalmente débiles, debido a su contenido relativamente bajo de relleno, el que podía incrementarse incorporando a la matriz fibras prepolimerizadas con alto contenido de micropartículas.

- Híbridos de partícula pequeña

Fueron producidos mediante la reducción de las partículas de las resinas compuestas convencionales (los de macrorrelleno), a través de nuevas técnicas de molienda. Estos materiales tenían un tamaño de partícula promedio sobre 1 μm , y contenían también una porción de micropartículas de 40 nm.

- Microhíbridos

Poseen un tamaño de partícula promedio bajo 1 μm , en conjunto con micropartículas de 40nm. Estos materiales son considerados “universales”, dado que combinan resistencia y pulido, posibilitando su aplicación en la mayoría de los casos, tanto en el sector anterior como el posterior.

- Nanorrelleno y nanohíbridos

Corresponden a la innovación más reciente. Las resinas compuestas de nanorelleno contienen sólo partículas en el rango de 5 a 100 nm, mientras los nanohíbridos se originan al incorporar una mayor proporción de partículas nanométricas en los microhíbridos. En general es difícil distinguir entre nano y microhíbridos, dado que sus propiedades físicas como la resistencia flexural y el módulo de elasticidad tienden a ser similares.

Sistema de polimerización de las resinas compuestas

Para poder endurecer, las resinas compuestas pasan a través de una reacción de polimerización. La polimerización es la reacción mediante la cual los monómeros se unen entre sí a través de enlaces covalentes y forman una gran estructura de cadenas cruzadas. Para que la polimerización ocurra es necesaria la apertura de los dobles enlaces en los grupos funcionales de los monómeros, mediante la creación de radicales libres in situ. Este proceso puede activarse de manera química (resinas compuestas de autopolimerización), fotoquímica (resinas compuestas fotopolimerizables) o dual (una combinación de ambas formas). La fotoquímica es la que ha demostrado mejores resultados en los materiales restauradores, específicamente utilizando luz halógena o visible ^[9].

Las resinas compuestas fotoactivadas polimerizan mediante la irradiación con luz visible de longitudes de onda en el rango de 410 a 500 nm. La luz de esta región del espectro es absorbida por un iniciador fotosensible del tipo α -dicetona; el más comúnmente utilizado es la canforoquinona, en asociación con un co-iniciador como etil-4-(N,N-dimetil-amino)benzoato (4EDMAB). La canforoquinona se torna en un estado excitado que reacciona con un agente reductor del tipo amina terciaria (N,N-dimetilaminoetil dimetacrilato, DMAEMA) para producir radicales libres que inician la reacción de enlazamiento ^[2].

Un elemento importante dentro de las resinas compuestas son los inhibidores o estabilizadores, los que previenen que, durante períodos prolongados de almacenamiento, se desencadenen reacciones de polimerización de manera espontánea. Los más utilizados son aquellos que reaccionan con radicales activos para formar nuevos radicales de menor reactividad; entre éstos se encuentran la benzoquinona e hidroquinona ^[9]. Por último, se incluye un agente encargado de absorber las longitudes de onda ultra violeta bajo los 350nm, como la 2-hidroxi-4-metoxibenzofenona, que provee estabilidad de color al composite y elimina los efectos de la luz UV sobre los componentes amínicos del sistema iniciador que podrían causar decoloración a largo plazo ^[3].

Las características intrínsecas del proceso de polimerización traen como consecuencia dos importantes desventajas en las resinas compuestas; esto es la contracción de polimerización y el estrés que ésta genera en la restauración ^[12].

Contracción de polimerización

La contracción de polimerización se presenta como resultado de la menor distancia existente entre las moléculas en una red de polímeros, en comparación a los monómeros de manera individual ^[22]. En los monómeros la distancia intermolecular está cifrada en 0,3-0,4 nm, mientras en un polímero es de 0,15 nm, que es lo que determinan los enlaces covalentes ^[9]. Los monómeros Bis-GMA y TEGDMA presentan una contracción volumétrica de 5,2% y 12,5% respectivamente, la que se reduce hasta llegar de manera general a un 2% - 6% en las resinas compuestas ^[22].

El estrés generado por la contracción de polimerización es uno de los factores importantes que pueden afectar la longevidad de una restauración. Dado que la resina compuesta se encuentra adherida a las paredes de la cavidad, su contracción está restringida y como resultado se transfieren fuerzas tensionales a la interfase adhesiva que pueden ocasionar su disolución ^[4, 22]. Esto último conlleva la formación de brechas marginales y la aparición de sensibilidad postoperatoria, tinción marginal y caries secundaria. Otra situación indeseable es la deflexión cuspídea, asociada a hipersensibilidad dentaria y formación de fracturas en las paredes cavitarias ^[4].

Muchos esfuerzos se han centrado en minimizar la aparición de brechas marginales relacionadas al estrés de polimerización. Estos incluyen, entre otros, el aumento en la carga de relleno y el desarrollo de nuevas partículas, la colocación de la resina compuesta con técnicas estratificadas y la utilización de nuevas formas de irradiación que favorecen la liberación de estrés durante la polimerización. En relación a esto último, también se ha intentado liberar el estrés mediante la aplicación de las resinas compuestas en asociación con bases cavitarias flexibles ^[5], para lo cual se utilizan tanto resinas compuestas fluidas como cementos de vidrio ionómero, los cuáles se tratan a continuación.

CEMENTOS DE VIDRIO IONÓMERO

El cemento de vidrio ionómero fue desarrollado en el año 1970 en un intento por superar los defectos que presentaba el cemento de silicato y al mismo tiempo mantener sus virtudes. El resultado entonces combina la translucidez ^[23], rigidez, y liberación de flúor que provee el polvo de vidrio silicato con la biocompatibilidad y propiedades adhesivas de un líquido de ácido poliacrílico ^[7].

Con respecto a su composición, el polvo es usualmente vidrio aluminosilicato de calcio, y contiene fluoruro con el fin de controlar la formación del cemento y modificar ciertas propiedades. Algunas mezclas reemplazan el calcio por estroncio o lantano. El líquido corresponde a una dilución de ácidos poliacrílico/polialkenoico, ácido itacónico, ácido maleico y algunos otros ácidos orgánicos menores. No obstante, los ácidos se pueden presentar también deshidratados y combinados con el polvo, el que posteriormente es mezclado con agua o ácido tartárico diluido ^[23].

Una importante modificación de los cementos de vidrio ionómero convencionales ocurrió a comienzos de los años 90 con la incorporación de resinas en la matriz, dando origen a los V.I. “modificados con resina”. El propósito de esta modificación fue mejorar las propiedades mecánicas del ionómero y

reducir la sensibilidad al balance hídrico que presentan los cementos convencionales ^[6].

En la reacción de fraguado del vidrio ionómero convencional el ácido ataca las partículas de vidrio, ocasionando una degradación superficial y la liberación de iones metálicos (estroncio, calcio, aluminio), fluoruro y ácido silícico. Los iones metálicos reaccionan con los grupos carboxílicos para formar una sal poliácida que se transforma entonces en la matriz del cemento. Los núcleos sin reaccionar en las partículas de vidrio quedan incorporados como fase de relleno ^[6].

Aunque el fraguado clínico se completa luego de pocos minutos, existe una fase continua de “maduración” que se extiende durante varios meses. Esto se debe principalmente a una lenta reacción de los iones de aluminio y es lo que ocasiona la sensibilidad del material fraguado al balance hídrico ^[6].

Los cementos de vidrio ionómero presentan numerosas ventajas. Experimentan una liberación de fluoruro a largo plazo, que se ha visto relacionada a la prevención de caries secundaria ^[7]. Al mismo tiempo, la presencia de fluoruros incrementa la translucidez y facilita la manipulación ^[6]. Su desempeño clínico considerando compatibilidad de color, decoloración marginal y anatomía es comparable al de las resinas compuestas e incluso parece ser superior en cuanto a los rangos de retención a largo plazo. Además, posee una alta biocompatibilidad, experimenta una bajísima contracción de fraguado y tiene un comportamiento térmico similar al de los tejidos dentarios ^[7]. Por último, una característica única en este cemento es la capacidad de adherirse químicamente a las estructuras dentarias, proceso que ocurre mediante la formación de una fase intermedia llamada “de intercambio iónico”, donde los grupos carboxílicos de ácido en el cemento se unen a los iones de calcio provenientes de la hidroxiapatita adamantina y dentinaria ^[6].

La técnica “sandwich”

También llamada “técnica mixta”, fue desarrollada originalmente por McLean y otros en el año 1985, buscando una solución para aquellos casos en que los márgenes de las restauraciones de composite debían extenderse hacia regiones del diente con escaso o nulo soporte de esmalte, como es el caso de las lesiones cervicales, los cajones proximales en cavidades clase II o cavidades profundas en general con predominio de tejido dentinario, y existían dudas acerca del éxito a largo plazo de los adhesivos en dichas zonas ^[24].

El procedimiento implica colocar una restauración de composite sobre una base de vidrio ionómero actuando como reemplazo de esmalte y dentina, respectivamente ^[14]. En la obturación final se asocian entonces la resistencia mecánica, pulido superficial, estética y estabilidad de color de la resina compuesta con la biocompatibilidad, liberación de flúor, compatibilidad térmica y adhesión química del vidrio ionómero sobre la dentina ^[7]. Esta técnica permite realizar un efectivo sellado de la cavidad, previniendo el paso de bacterias y la difusión de sustancias tóxicas desde el exterior hacia la pulpa ^[25], protegiéndola de la irritación y sensibilidad postoperatoria ^[14]. Por otro lado, el uso de una base cavitaria de vidrio ionómero reduce el volumen de composite necesario en la restauración, disminuyendo entonces los posibles efectos negativos derivados de la contracción de polimerización ^[14].

El éxito clínico de la técnica mixta depende tanto de la resistencia adhesiva entre la dentina y el cemento de vidrio ionómero como de la fuerza de unión lograda entre la restauración de resina compuesta y dicha base ^[8], para permitir que todos los componentes actúen solidariamente frente a los requerimientos funcionales de la restauración, comportándose como una sola entidad. Solucionado el primer factor, queda analizar los métodos de adhesión entre la resina compuesta y los sustratos cavitarios, tanto tejidos dentarios como bases o *liners*.

SISTEMAS ADHESIVOS

Dado que por sí sola la resina compuesta no puede lograr una unión íntima con las estructuras dentarias es que se hace necesaria la utilización de sistemas adhesivos con este fin.

El mecanismo básico de adhesión entre las resinas y el tejido dentario (esmalte y dentina) es esencialmente un intercambio que implica el reemplazo de minerales de los tejidos duros dentarios por monómeros que, luego de polimerizar, forman una trabazón micromecánica en las porosidades creadas ^[10].

El proceso de adhesión puede ser resumido en tres pasos, realizados por tres materiales diferentes: 1) el acondicionador ácido, encargado de modificar química y morfológicamente la superficie dentaria mediante una desmineralización parcial, para permitir posteriormente la adhesión mecánica de los demás componentes del sistema, 2) el imprimador, monómeros que tienen la finalidad de penetrar la zona desmineralizada y mejorar la humectabilidad de la dentina acondicionada para facilitar el contacto con la resina adhesiva, y 3) la resina adhesiva, que se adhiere al imprimador, penetrando esmalte y dentina y sirviendo de puente entre las dos superficies a adherir, tejido dentario y resina compuesta ^[9].

La técnica de “grabado ácido total” representa el método más tradicional de tratamiento de esmalte y dentina ^[9] e implica el acondicionamiento simultáneo de ambos tejidos mediante la aplicación de ácido ortofosfórico con una concentración del 30-40% y posterior lavado ^[10]. Con este procedimiento, además de acondicionar el esmalte, se elimina el barro dentinario que cubre las paredes de la cavidad y se exponen las fibras de colágeno en la matriz dentinaria desmineralizada ^[9]. El grabado ácido total se considera aún el abordaje más efectivo en lograr una adhesión estable a la superficie adamantina. Las resinas imprimadoras y adhesivas polimerizan *in situ* a través de las porosidades creadas en el esmalte formando los llamados *tags*, envolviendo los cristales de hidroxiapatita expuestos individualmente ^[10], logrando una efectiva trabazón micro mecánica entre la resina y la superficie adamantina ^[26]. En dentina, algunas características de la zona acondicionada/imprimada son similares; el acceso a los

túbulos dentinarios se amplía en forma de embudo y se puede observar también la formación de *tags* ^[13]. No obstante, el mecanismo primario de adhesión está basado en la formación de una “capa híbrida”, que implica la difusión y polimerización de las resinas del sistema adhesivo a través del andamiaje de colágeno recientemente expuesto ^[6, 10].

Clasificación de los sistemas adhesivos ^[13]

Los sistemas de adhesión han sido clasificados recientemente de acuerdo al abordaje que realizan de las estructuras dentarias durante el proceso, diferenciándose en sistemas de “grabado y lavado” y “autograbantes”. Dentro de la misma clasificación una tercera categoría la ocupan los cementos de vidrio ionómero, debido a su mecanismo único de adhesión química al diente.

1. **Sistemas de grabado y lavado:** Pueden ser de tres o dos pasos.

1. a. Sistemas de grabado-lavado de tres pasos

También llamados “convencionales”, contemplan la aplicación sucesiva del ácido acondicionador, seguido del imprimador y finalmente la resina adhesiva. Estos sistemas son los más antiguos, pero son aún ampliamente utilizados debido a que promueven una adhesión efectiva y confiable ^[6]. La mayor dificultad con este grupo corresponde a la potencial contaminación de la superficie de adhesión que existe al requerirse tres pasos distintos (son más sensibles a la técnica operatoria) ^[6].

1. b. Sistemas de grabado-lavado de dos pasos

Corresponden a una versión simplificada de los anteriores y combinan en un solo paso la imprimación con la aplicación de la resina adhesiva, manteniendo de manera independiente el grabado ácido inicial. Son conocidos frecuentemente

como “mono botella”. En general, aunque un paso ha sido eliminado, estos sistemas continúan exhibiendo ciertas dificultades similares a los convencionales, donde el mayor problema es asegurar una buena infiltración del imprimador-adhesivo dentro de la dentina desmineralizada ^[6]

2. Sistemas autograbantes

Corresponden a una modalidad que combina los pasos de grabado e imprimación en uno sólo, mediante la utilización de monómeros ácidos no lavables que desmineralizan la dentina y la infiltran simultáneamente. La sensibilidad a la técnica parece ser menor en estos sistemas en comparación con los de grabado-lavado convencionales y monocomponentes, dado que eliminan la fase de lavado del acondicionador reduciendo no sólo el tiempo clínico requerido, sin también la posibilidad de cometer errores durante la aplicación como la desecación excesiva del tejido dentinario ^[6,13]. Otra característica importante, debida a la desmineralización e imprimación simultáneas, es la menor probabilidad de encontrar zonas desprotegidas en la interfase (colágeno no infiltrado) que favorezcan la microfiltración ^[13].

Dentro de las presentaciones se encuentran los sistemas de dos pasos (acondicionamiento/imprimación y adhesivo) y los de uno, que combinan todos los componentes en un solo proceso, conocidos como “todo en uno”. El modo de desmineralización en ambos sistemas es idéntico ^[6].

Los principales cuestionamientos con respecto a estos sistemas han surgido en torno a su capacidad para grabar esmalte o dentina esclerótica ^[6,13]. Al respecto, una modificación importante de los adhesivos autograbantes en el tiempo ha sido el incremento en su agresividad (capacidad de desmineralización). Es así como se pueden subdividir en sistemas “débiles” (pH 2.0), “intermedios” (pH 1.5) y “fuertes” (pH≤1) ^[13].

Con respecto a los sistemas autograbantes “fuertes”, se ha descrito que poseen patrones de desmineralización y morfología de interfase similares a los observados en los sistemas de grabado y lavado. En consecuencia, para ellos el mecanismo primario de adhesión será también dependiente de la difusión efectiva de monómeros a través de las fibras de colágeno. Como contraparte, los sistemas “débiles” sólo disuelven parcialmente la superficie dentinaria, dejando una cantidad considerable de hidroxiapatita remanente adherida a la malla colágena dentro de la capa híbrida. Por lo tanto, la adhesión se logra mediante una hibridación poco profunda y adicionalmente por la interacción química entre grupos carboxilo/fosfato de ciertos monómeros funcionales con la hidroxiapatita residual ^[10].

Composición de los sistemas adhesivos

Monómeros

Dentro de los monómeros utilizados, revisten especial importancia aquellos con la función de imprimación que, como se mencionó anteriormente, mejoran la humectabilidad de las superficies y promueven la penetración del agente adhesivo gracias a su doble funcionalidad. El HEMA (2-hidroxietil metacrilato) es un monómero muy popular, utilizado en sistemas de grabado y lavado de dos y tres pasos, así como en autograbantes. Esto debido a su gran hidrofilia que lo convierte en un excelente promotor de la adhesión ^[13].

Algunos adhesivos autograbantes incluyen, dentro de su composición, monómeros funcionales tales como 10-MDP, 4-MET y fenil-p. Investigaciones han señalado que estos monómeros pueden interactuar químicamente con la hidroxiapatita residual en la capa híbrida y dicha interacción ha sido asociada con una mayor resistencia a la degradación de la interfase adhesiva ^[13].

Solventes

Constituyen un componente crucial dentro de los sistemas adhesivos. La baja viscosidad de las resinas imprimadoras e imprimadoras/adhesivas se debe en parte a la disolución de los monómeros en un solvente, mejorando la capacidad de difusión de los mismos a través de las superficies acondicionadas, sobre todo de la dentina por su naturaleza hidrofílica ^[13].

Los solventes más comúnmente utilizados son agua, etanol y acetona. Cada solvente posee virtudes y defectos particulares y, por lo tanto, se asocia a una técnica de aplicación específica. Los solventes que contienen agua proveen una difusión lenta de los monómeros, pero a su vez tienen la capacidad de re hidratar el tejido dentinario desecado y requieren poca humedad para su aplicación. Por otro lado, la acetona permite una rápida difusión de monómeros pero es incapaz de re expandir la malla de colágeno en la dentina deshidratada, por lo que requiere de un mayor control en el secado de la cavidad ^[13].

El agua es un componente esencial dentro de los sistemas adhesivos autograbantes, puesto que permite la ionización de los monómeros ácidos para gatillar el proceso de desmineralización. Al respecto, los autograbantes “fuertes” tienden a presentar mayor cantidad de agua. Puede presentarse como solvente único o en asociación con etanol, acetona o monómeros como N,N-dietanol p-toluidina ^[13].

Adhesión sobre el cemento de vidrio ionómero

La unión química entre el cemento de vidrio ionómero convencional y la resina compuesta es mínima ^[15]. Para superar este problema, la superficie del cemento puede ser grabada con ácido ortofosfórico, obteniéndose resultados muy similares a los observados luego de grabar el esmalte. Luego del lavado con agua y secado, se puede observar que parte de la matriz ha sido removida, dejando partículas de vidrio con indentaciones de distintas profundidades rodeándolas.

Tras esta limpieza química, el cemento posee una alta energía superficial y es capaz de establecer una unión íntima con las resinas del sistema adhesivo para composite ^[16].

No existe aún consenso con respecto al tiempo de grabado, pero se ha reportado que existe un deterioro en la superficie del cemento con aplicación de ácido ortofosfórico mas allá de los 15 segundos, y algunos autores sugieren que este es un tiempo adecuado de grabado ^[27].

Debido a que el cemento de vidrio ionómero es muy sensible a la absorción de agua durante las primeras etapas, es imperante permitir que ocurra el fraguado inicial antes de ejecutar el grabado ácido, con el fin de impedir o limitar la contaminación por humedad durante el lavado. Esto se logra clínicamente esperando de dos a siete minutos luego de la mezcla ^[8].

El desarrollo tecnológico en pos de mejorar el desempeño clínico de las resinas compuestas es una constante hasta nuestros días y, no obstante los avances y técnicas anteriormente citadas, la contracción de polimerización y el estrés asociado continúan siendo uno de los principales frentes de investigación. Entre las más recientes innovaciones al respecto está la formulación de monómeros alternativos al Bis-GMA que presentan una menor contracción de polimerización (“monómeros expansivos”), como es el caso de los “siloranos” ^[22].

RESINAS COMPUESTAS DE BAJA CONTRACCIÓN: SILORANOS

La denominación silorano proviene de las dos moléculas base que forman este nuevo monómero: el siloxano y los anillos oxirano (Fig.2). Las resinas derivadas del oxirano han demostrado algunas propiedades deseables, tal como mayor profundidad de curado, menor contracción de polimerización y mayor resistencia, así como una dureza equivalente a la de las resinas convencionales derivadas del Bis-GMA ^[28]. La molécula central de siloxano fue introducida para proveer un carácter más hidrofóbico al nuevo material, lo que beneficia su

resistencia mecánica a largo plazo al limitar la absorción de agua y le otorga menor sensibilidad a la tinción por causas exógenas ^[12].

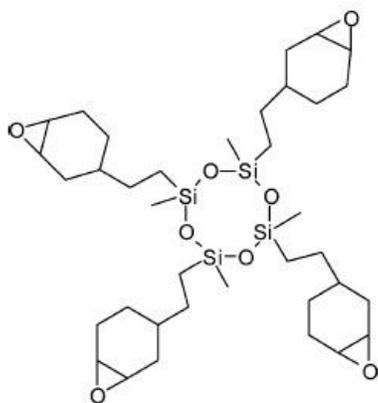


Fig.2. Estructura molecular del monómero silorano ^[12]

Sin duda la principal diferencia que presenta el silorano con respecto a los dimetacrilatos es su polimerización vía catiónica, a través de la apertura de los grupos cicloalifáticos oxiranos (Fig.3). La apertura de los anillos genera una expansión inicial durante la reacción y otorga entonces una menor contracción de polimerización y un menor estrés asociado ^[12]. Por otro lado, esta vía de polimerización no es inhibida por la presencia de oxígeno, como si ocurre con la polimerización vía radicales libres en las resinas de dimetacrilato ^[29].

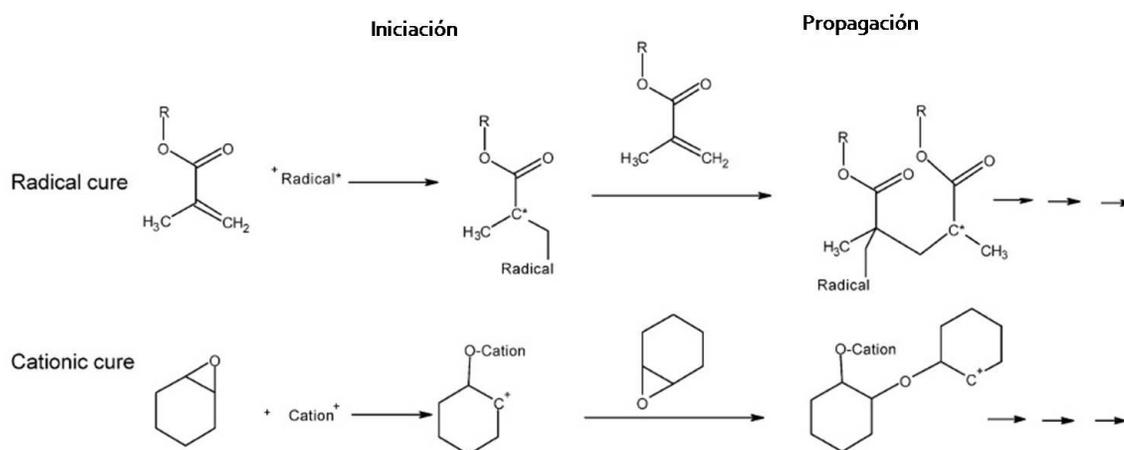


Fig.3. Esquema comparativo de la polimerización vía catiónica y vía radicalica ^[12]

La iniciación de la polimerización catiónica está dada en el silorano por un sistema de tres componentes: la canforoquinona, una sal de yodo y un donador de electrones. La canforoquinona fue escogida como foto iniciador para compatibilizar con el espectro luminoso de las lámparas utilizadas comúnmente. En la reacción

el donador de electrones actúa descomponiendo la sal de yodo, convirtiéndola en un catión ácido que inicia la apertura de los grupos oxirano ^[12].

De manera muy similar a lo que ocurre en los dimetacrilatos, las partículas de relleno en el silorano son tratadas con un proceso de silanización superficial que permite su unión íntima a la matriz resinosa y el mejoramiento de las propiedades mecánicas generales, así como el aumento del carácter hidrofóbico en la superficie de las partículas. Dentro de la tecnología del silorano, el agente de enlace ha sido modificado químicamente para compatibilizar con la matriz, agregándosele un grupo funcional epóxico. Posee además una función muy importante al prevenir el ataque de los grupos Si-OH del cuarzo, el que podría resultar en una iniciación no deseada del proceso de polimerización catiónica ^[12].

Se ha descrito que la resina compuesta de silorano posee la menor contracción de polimerización y estrés asociado entre varias resinas disponibles comercialmente, así como una mayor estabilidad frente a la luz ambiental y una alta reactividad de curado. Al mismo tiempo, revela propiedades mecánicas comparables a las de algunas resinas compuestas clínicamente exitosas ^[12].

Con respecto a la adhesión, el fabricante ^[11] ha formulado un sistema autograbante de dos pasos para uso específico con el silorano. Este posee un pH aproximado de 2.7, pudiendo ser clasificado entonces como un imprimador débil.

Surge entonces la problemática a tratar dentro de la presente investigación. Si bien las consecuencias negativas de la contracción de polimerización se ven medianamente contrarrestadas con la aparición de estas nuevas matrices, la aplicación de bases cavitarias o *liners* como método de sello dentinario y protección pulpar es un recurso que se usa ampliamente en el ejercicio cotidiano de la odontología restauradora. ¿Podrán, entonces, las resinas compuestas de silorano, aplicadas con su sistema adhesivo específico de autograbado, adherirse de manera estable a una base de vidrio ionómero y permitir el éxito clínico de la técnica mixta? A la luz de los conocimientos anteriormente expuestos, y en virtud de las diferencias existentes en la capacidad de desmineralización y la

conformación de la interfase adhesiva, la efectividad de unión al ionómero vítreo del sistema adhesivo autograbante específico para el silorano será comparada con la de un sistema adhesivo de grabado y lavado, cada uno en asociación con su respectiva resina compuesta.

HIPÓTESIS

No existen diferencias en el grado de adhesión obtenido sobre una base de vidrio ionómero utilizando la técnica de grabado ácido y lavado, en comparación con el sistema adhesivo autograbante de Filtek™ P90.

OBJETIVO GENERAL

Determinar si existen diferencias en el grado de adhesión obtenido sobre una base de vidrio ionómero utilizando la técnica de grabado ácido y lavado, en comparación con el sistema adhesivo autograbante de Filtek™ P90.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- I. Determinar el grado de adhesión de la resina compuesta a una base de vidrio ionómero sin acondicionamiento ácido.
- II. Determinar el grado de adhesión de la resina compuesta a una base de vidrio ionómero con grabado ácido previo.
- III. Determinar el grado de adhesión de la resina compuesta a una base de vidrio ionómero utilizando el sistema adhesivo autograbante de Filtek™ P90.
- IV. Analizar comparativamente los resultados obtenidos.

MATERIALES Y MÉTODO

Tanto el método de confección de los cuerpos de experimentación como la prueba mecánica a la cual fueron sometidos fueron diseñados originalmente por el Área de Biomateriales Odontológicos de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile, en conjunto con el I.D.I.E.M. de la Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas de la Universidad de Chile ^[30].

1) Conformación de los cuerpos de prueba

Para el estudio de resistencia adhesiva se fabricaron cilindros de prueba mixtos en base a vidrio ionómero de fraguado químico y resina compuesta, de 13 mm de alto y 6,5 mm de diámetro basal. Dentro de los cilindros, cada material ocupaba la mitad del volumen total y su interfase era un plano inclinado en 45° (Fig. 4).

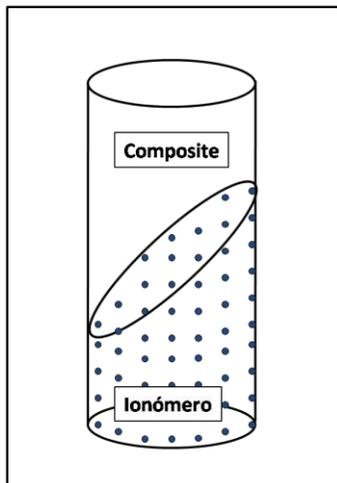


Fig.4. Esquema estructural de un cilindro de prueba.

La elaboración de cuerpos de prueba se llevó a cabo utilizando una matriz formadora de dos componentes (Fig. 5a):

- Cilindro externo o contenedor: Hecho de acrílico transparente. Posee un lumen central de 6,5 mm de diámetro, y una altura de 13 mm.
- Cilindro interno: Está hecho de aleación metálica Cr/Ni. Su extremo superior corresponde a un plano inclinado en 45° y ocupa exactamente la mitad del volumen interno del cilindro contenedor (Fig.5b). Su plataforma facilita la manipulación.

El cilindro contenedor se fabricó mediante corte manual de un tubo acrílico hasta obtener la medida indicada. Para el cilindro interno se realizó un patrón de cera en el lumen del contenedor con las medidas que permitieran obtener un plano inclinado en 45° (altura mínima 3,25 mm, altura máxima 9,75mm). Se hizo luego un

colado del patrón en Cr/Ni y pulido del plano inclinado.

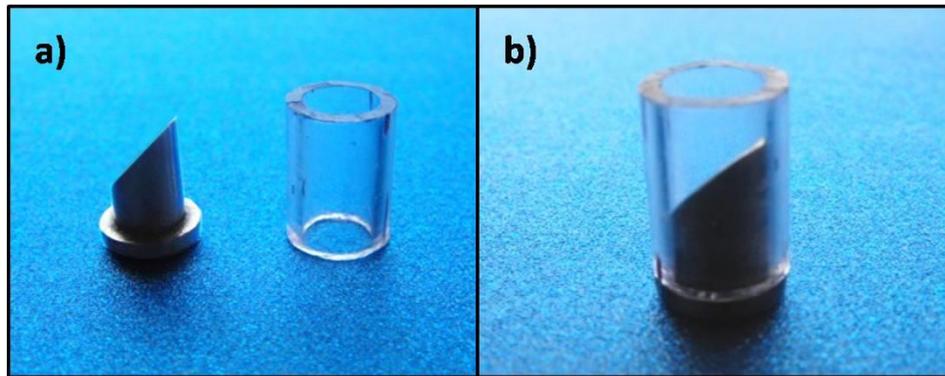


Fig.5. a) Cilindro interno y cilindro contenedor. b) Matriz ensamblada

Confección de la fase 1: vidrio ionómero

Para la fabricación de los semicilindros de vidrio ionómero se utilizó el cemento ChemFil® Superior^[31] de fraguado químico, manipulado de acuerdo a las indicaciones del fabricante. Se prepararon 4 porciones en una proporción de 1 medida (118mg) de polvo/1 gota (16mg) de agua destilada, espatuladas durante 20 segundos. Las paredes internas del cilindro contenedor fueron aisladas con una fina capa de vaselina sólida. Luego, con la matriz formadora ensamblada, se procedió a empacar el vidrio ionómero en un solo incremento hasta completar el volumen disponible en el cilindro contenedor. El incremento de ionómero fue comprimido contra una loseta de vidrio durante el tiempo de fraguado con el fin de reproducir fielmente la forma de la cavidad y el plano inclinado del cilindro interno, evitar la formación de poros en la superficie del cemento y obtener una base lisa (Fig.6a). Una vez transcurrido el tiempo de fraguado inicial (4 minutos) el cemento fue retirado de la matriz (Fig.6b). Se fabricó un total de 45 semicilindros.

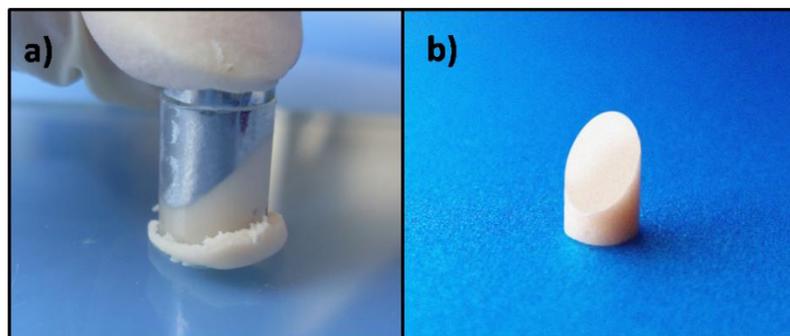


Fig.6. a) Empacado del vidrio ionómero. b) Semicilindro terminado

Con el fin de estandarizar variables como la pérdida o ganancia de humedad de la superficie del ionómero durante el almacenamiento, los semicilindros no fueron fabricados todos de manera continua, sino que fueron utilizados inmediatamente después de su retiro en la conformación de la segunda fase del cuerpo de prueba, como se explica a continuación.

Confección de la fase 2: resina compuesta

Los materiales utilizados para la confección de la fase 2 fueron los siguientes:

- **Filtek™ P90 Restaurador Posterior de baja contracción** ^[11]. Resina compuesta micro híbrida. Matriz de silorano.
- **Sistema Primer Auto-Grabador y Adhesivo P90** ^[11]. Sistema adhesivo autograbante de 2 pasos. Solvente agua-etanol.
- **TPH® Spectrum™** ^[32]. Resina compuesta micro híbrida. Matriz de dimetacrilato.
- **Prime & Bond ® 2.1** ^[33]. Sistema adhesivo de grabado y lavado mono botella. Solvente acetona.
- **Dentsply Acondicionador Dental Gel**. Gel de ácido ortofosfórico al 37%.

Como se mencionó anteriormente, cada semicilindro de vidrio ionómero fue retirado de la matriz luego de fraguar e inmediatamente tratado en su superficie inclinada, la que pasaría a formar parte de la interfase resina compuesta/vidrio ionómero. Se conformaron 3 grupos de 15 muestras cada uno. A continuación se detalla el tratamiento superficial del cemento realizado para cada muestra según el grupo correspondiente, efectuado según las instrucciones de los fabricantes.

- Grupo A: **Sistema de Primer Auto-Grabador y Adhesivo + Filtek™ P90**
 - i. Aplicación de primer autograbador sobre el vidrio ionómero durante 15 segundos de forma activa con microaplicador. Dispersión con aire suave y fotopolimerización durante 10 segundos.

- ii. Aplicación del adhesivo con microaplicador. Dispersión con aire suave y fotopolimerización durante 10 segundos.
- Grupo B: **Sistema adhesivo Prime & Bond® 2.1 + TPH® Spectrum™**
 - i. Grabado del vidrio ionómero con ácido acondicionador durante 15 segundos. Lavado con agua durante 15 segundos.
 - ii. Al contrario de las indicaciones del fabricante, se procedió al secado total de la superficie con aire de la jeringa triple, con el fin de minimizar la variable “humedad” en el análisis de la resistencia adhesiva.
 - iii. Aplicación del adhesivo con microaplicador sin frotar, en cantidad abundante y manteniendo la superficie húmeda durante 20 segundos. Retiro del exceso de solvente con aire suave durante 5 segundos y fotopolimerización durante 10 segundos.
 - iv. Colocación de una segunda capa de adhesivo y secado con aire suave, sin polimerizar.
 - Grupo C (Control): Sin grabado ácido. **Prime & Bond® 2.1 + TPH® Spectrum™**
 - i. Aplicación del adhesivo con microaplicador sin frotar, en cantidad abundante y manteniendo la superficie húmeda durante 20 segundos. Retiro del exceso de solvente con aire suave durante 5 segundos y fotopolimerización durante 10 segundos.
 - ii. Colocación de una segunda capa de adhesivo y secado con aire suave, sin polimerizar.

Luego del tratamiento superficial del vidrio ionómero, las paredes del contenedor fueron debidamente aisladas con vaselina y cada semicilindro fue reintroducido de inmediato en la matriz para completar la muestra con la resina compuesta correspondiente. Para cada grupo en estudio la resina compuesta fue colocada con una espátula afín en incrementos de 2 mm de altura, con la precaución de adaptar adecuadamente cada uno sobre el cemento sin contaminarlo con la

vaselina de las paredes. Cada incremento fue fotopolimerizado durante 40 segundos con una unidad de fotocurado halógena (3M ESPE Elipar 2500), procurando dirigir la luz tanto desde arriba del contenedor como a través de sus paredes. El último incremento de resina compuesta en cada muestra fue comprimido con un portaobjetos de vidrio y fotopolimerizado a través de éste, con el fin de reproducir fielmente los límites de la cavidad y obtener una base lisa (Fig. 7).

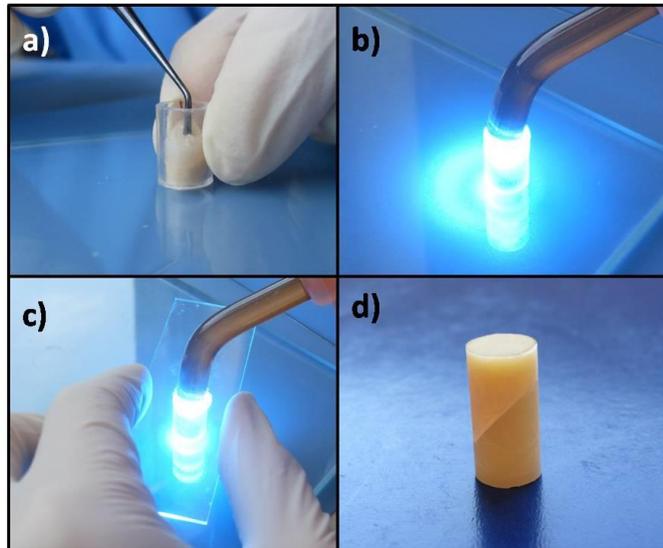


Fig.7. Confección de la fase de resina compuesta. a) Colocación resina. b) Polimerización. c) Último incremento. d) Cuerpo de prueba terminado

Todas las muestras fueron cubiertas con una capa de vaselina sólida para proteger al cemento de la desecación y guardadas en frascos plásticos herméticos, uno para cada grupo, hasta el momento de realizar los ensayos.

Prueba de resistencia adhesiva

El diseño de la prueba de resistencia adhesiva en la presente investigación se fundamenta en la descomposición de fuerzas sobre un plano inclinado. Como lo indica la figura 8, si aplicamos cargas compresivas sobre uno de los cuerpos de prueba, parte de la tensión total generada en la interfase inclinada se expresa como tensión o esfuerzo de cizalle, mediante el cuál se pone a prueba la fuerza de unión entre ambos materiales. Siendo las cargas compresivas aplicadas sobre el eje

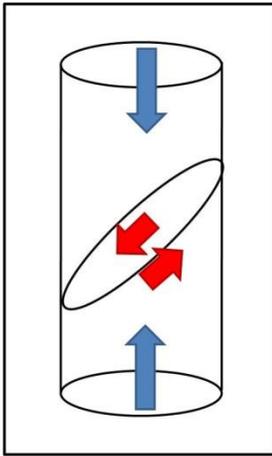


Fig.8. Flechas azules: Cargas compresivas.
Flechas rojas: Tensión de cizallamiento en la interfase

longitudinal de cada cilindro, la angulación de 45° para la interfase fue escogida debido a que es la que genera el mayor esfuerzo de cizalle, el que corresponde matemáticamente a la mitad de la tensión compresiva total generada sobre el cuerpo de prueba ^[34]. En otras palabras, son las condiciones mecánicas más adversas a las que podemos someter la interfase adhesiva. De acuerdo a lo anterior, si la tensión de cizalle supera fuerza de unión, la interfase colapsa (falla adhesiva) y se provoca un deslizamiento entre ambos materiales, generándose la ruptura del cuerpo de prueba.

Los cuerpos de prueba fueron llevados al I.D.I.E.M. de la Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas de la Universidad de Chile para realizar los ensayos. Cada cuerpo de prueba fue colocado sobre su base en la plataforma de una máquina de ensayo universal (Tinius-Olsen, mod. H5K-S) (Fig.9) y sometido a compresión con una velocidad de 0,5 mm/min hasta que se produjo su ruptura, registrándose la carga máxima para cada uno.

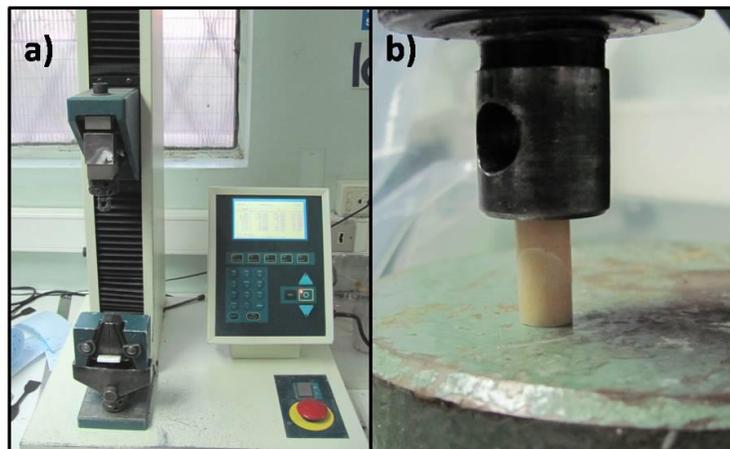


Fig.9. a) Máquina de ensayo. b) Cilindro en posición para el ensayo

RESULTADOS

Tanto para el grupo A (P90), como para el B (grabado-lavado) y el C (sin grabado) la ruptura de los cuerpos de prueba se produjo mediante fallas cohesivas, es decir, fracturas múltiples extendidas a través del cemento de vidrio ionómero y la resina compuesta. En la figura 10 se muestran algunos ejemplos de ruptura para cada grupo en estudio.

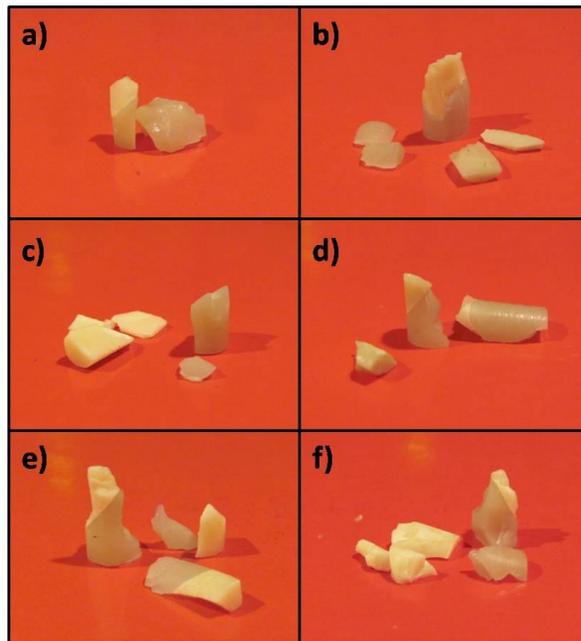


Fig.10. Ejemplos de ruptura de los cuerpos de prueba. a y b: grupo A; c y d: grupo B; e y f: grupo C.

De acuerdo a lo anterior, la carga máxima sobre cada muestra al momento de la fractura, registrada en Newton (N), fue traducida a Mega Pascales (MPa) sobre el área basal de los cilindros. Esto constituye la tensión compresiva total generada en cada cuerpo de prueba, la que denominaremos Resistencia Compresiva. La fórmula utilizada fue la siguiente:

$$\text{Resistencia Compresiva (MPa)} = \frac{\text{Carga (N)}}{33,183 \text{ mm}^2}$$

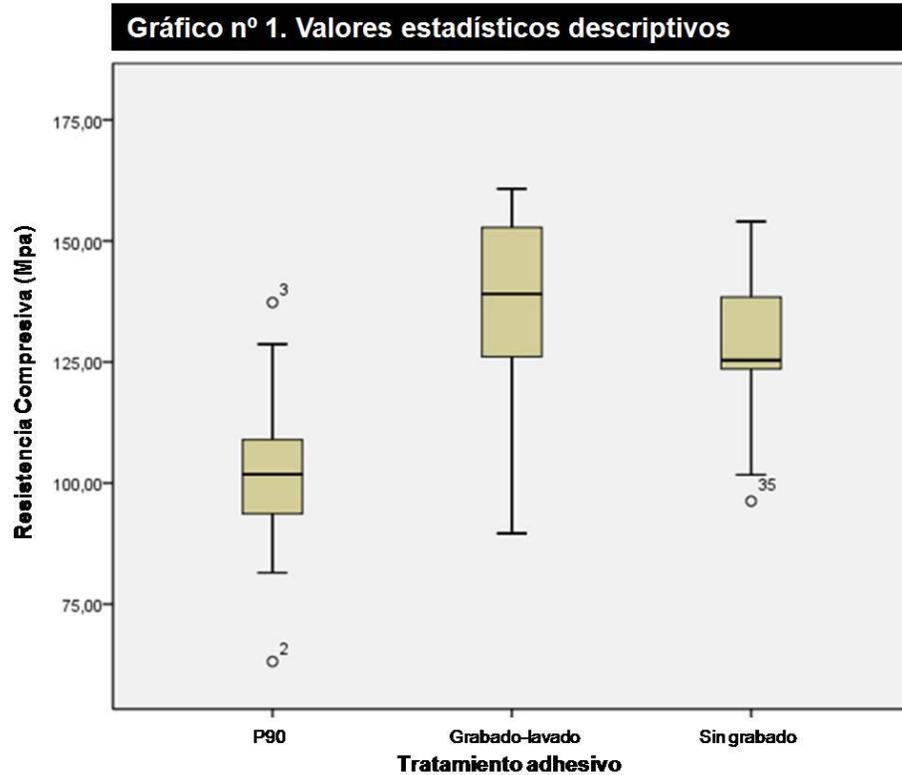
Una vez obtenidos los valores de resistencia compresiva de todas las muestras se realizó en análisis estadístico de los resultados. Todos los test se llevaron a cabo utilizando el Programa Estadístico SPSS. En primer lugar, cada grupo fue sometido al test de Shapiro-Wilk para verificar la normalidad de los datos, con un nivel de significancia de $\alpha = 0,05$. Los resultados de este test se resumen en la tabla nº 1, donde se observa que en todos los grupos el nivel de significancia es mayor a 0,05 y se ratifica entonces la distribución normal de los datos (se ratifica la hipótesis nula).

Tabla nº 1. Pruebas de normalidad				
Grupo		Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.
Resistencia Compresiva	A (P90)	,980	15	,967
	B (grabado-lavado)	,919	15	,184
	C (sin grabado)	,949	15	,506

Tabla nº 2. Valores estadísticos descriptivos			
Grupo		Estadístico	
Resistencia Compresiva (MPa)	A (P90)	Media	101,8757
		Mediana	101,8390
		Varianza	337,126
		Desv. típ.	18,36099
	B (grabado-lavado)	Media	137,5477
		Mediana	139,0720
		Varianza	372,860
		Desv. típ.	19,30959
	C (sin grabado)	Media	127,8509
		Mediana	125,3430
		Varianza	276,056
		Desv. típ.	16,61493

La tabla nº 2 expone los valores estadísticos descriptivos de cada grupo. En ella se puede observar que las medias de los grupos B (grabado-lavado) y C (sin grabado) se aproximan, y que el grupo A (P90) es el que posee la menor

resistencia compresiva. Las varianzas de los tres grupos estudiados son semejantes, siendo el C el que presenta la menor. La estructura de los datos se puede apreciar en el gráfico n° 1, donde para cada grupo en estudio se visualiza la mediana, una caja que contiene el 50% de los casos centrales (limitada por el percentil 25 y el 75), los límites de la distribución y la presencia de casos atípicos.



Luego del análisis estadístico descriptivo se realizó el análisis inferencial de los datos. Al igual que en las pruebas de normalidad, los test del análisis inferencial fueron aplicados con un nivel de significancia de $\alpha = 0,05$.

Tabla n° 3. Test de ANOVA

Resistencia Compresiva					
	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	10206,122	2	5103,061	15,526	,000
Intra-grupos	13804,591	42	328,681		
Total	24010,713	44			

La tabla nº 3 muestra los resultados del test de ANOVA para resistencia compresiva. Se observa una significancia inter-grupos de 0,000. Siendo este valor menor a 0,05, se infiere que los grupos presentan diferencias significativas en su resistencia compresiva, pero no se especifica aún entre cuáles existe o no dicha diferencia.

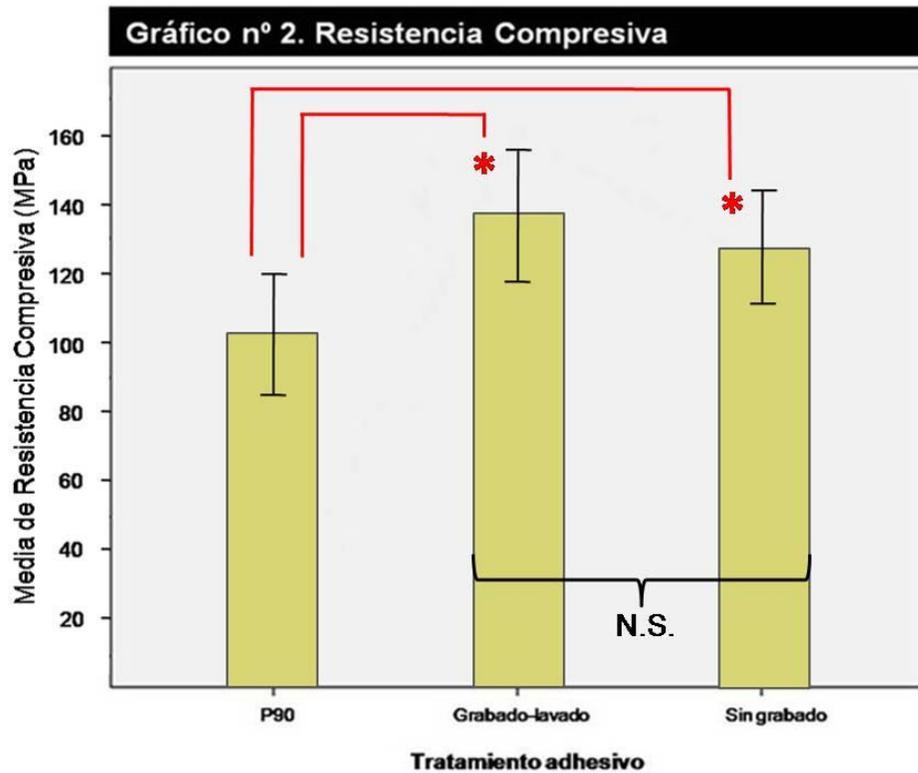
Tabla nº 4. Comparación múltiple de variables			
Variable dependiente: Resistencia compresiva			
	(I) Tratamiento adhesivo	(J) Tratamiento adhesivo	Sig.
HSD de Tukey	P90	Grabado-lavado	,000
		Sin grabado	,001
	Grabado-lavado	P90	,000
		Sin grabado	,318
	Sin grabado	P90	,001
		Grabado-lavado	,318

El test HSD de Tukey, en la tabla nº 4, muestra entre qué variables existen las diferencias descritas en la tabla precedente, indicando que entre los grupos “grabado-lavado” y “sin grabado” no existen diferencias significativas, mientras el grupo “P90” si presenta valores estadísticamente diferentes, siendo el que exhibe el menor grado de resistencia compresiva y distinguiéndose claramente de los otros dos.

Tabla nº 5. Subgrupos homogéneos				
	Tratamiento adhesivo	N	Subconjunto para $\alpha = 0.05$	
			1	2
HSD de Tukey	P90	15	101,8757	
	Grabado-lavado	15		137,5477
	Sin grabado	15		127,8509
	Sig.		1,000	,318

La tabla nº 5, derivada del análisis anterior, ratifica la no existencia de diferencias significativas entre los grupos “grabado-lavado” y “sin grabado”.

La información anterior se refleja en el gráfico nº 2, donde se aprecian las medias de resistencia compresiva para cada grupo con sus respectivas desviaciones estándar.



* = $p < 0,05$; N.S = No significativo

DISCUSIÓN

En esta investigación la efectividad de cada tratamiento acondicionador sobre una base de vidrio ionómero no pudo ser determinada ni comparada directamente, debido a que para cada grupo en estudio la resistencia adhesiva fue superior a la resistencia cohesiva de los materiales. Se logró entonces una adhesión estable entre los materiales utilizados, observándose la disgregación de los conjuntos adhesivos mediante fracturas tanto a nivel del cemento ionómero vítreo como de la resina compuesta en vez de una clara separación entre ambos componentes.

Dentro de la literatura encontrada, Gopikrishna y otros ^[8] observaron en su estudio que el sistema autograbante poseía los valores más bajos resistencia adhesiva sobre vidrio ionómero convencional ya fraguado, al compararlo con diversas técnicas que incluían también un sistema de grabado y lavado.

Con respecto a la técnica de grabado y lavado, en los trabajos realizados por Fuentes y col. ^[30] e Hinoura y col. ^[35] se demostró que la aplicación de ácido ortofosfórico al 37% sobre la superficie del vidrio ionómero incrementa la resistencia de adhesión entre éste y la resina compuesta. En el presente trabajo se utilizó la misma metodología aplicada por Fuentes y col., sometiendo la interfase entre dichos materiales a tensión de cizalle mediante cargas compresivas. Es importante destacar que, a diferencia del presente estudio, en aquel trabajo se utilizó una resina compuesta y una resina adhesiva de autopolimerización. Además, el agente adhesivo empleado poseía una gran viscosidad, y por ello sólo era capaz de penetrar en las irregularidades generadas en las zonas microrretentivas generadas por el grabado y no en la superficie irregular del cemento sin grabar, y por ello, podría explicarse por qué en esta última superficie no pudo generar la humectación suficiente como para lograr una buena adhesión y así evitar una falla a nivel de la interfase. Se propone entonces que parte de la gran resistencia adhesiva observada en el presente estudio podría atribuirse, en lo que respecta al sistema mono botella, al uso de un agente

adhesivo de gran fluidez, capaz de penetrar efectivamente las irregularidades y porosidades microscópicas de la superficie del cemento incluso cuando éste no ha sido grabado. Más aún, los resultados experimentales en este sentido podrían constituir un punto de partida para futuras investigaciones que evalúen la interacción entre el cemento de vidrio ionómero convencional con o sin acondicionar y los sistemas adhesivos de grabado y lavado, utilizando mayor cantidad de productos (distintas marcas, composiciones, solventes, etc.), utilizando otros mecanismos de carga (por ejemplo cizallamiento directo en vez del generado por compresión de un plano inclinado) y tal vez considerando otros parámetros que midan la calidad de la adhesión, como la micro-filtración entre ambos materiales. En resumidas cuentas, de acuerdo a los resultados obtenidos en el presente estudio, se podría replantear si existe una necesidad real de acondicionar el cemento de vidrio ionómero convencional en vista de los materiales y procedimientos clínicos que se utilizan en la actualidad.

Por otro lado, existe una diferencia significativa entre el grado de resistencia compresiva obtenida con las muestras confeccionadas con TPH® Spectrum™ y la de las muestras fabricadas con el sistema Filtek™ P90, siendo menor en éstas últimas. Esto último se relaciona más bien con las propiedades mecánicas de los materiales en estudio que con la resistencia de la interface. Al respecto, estudios han determinado que la resina compuesta de silorano posee una resistencia compresiva relativamente menor a la de varios materiales clínicamente exitosos, compuestos por dimetacrilatos [12, 36]. Siendo las resinas compuestas testeadas muy similares entre sí, en cuanto a su tipo y contenido de relleno, las causas probables de este hecho podrían situarse en los rasgos distintivos del silorano como material compuesto, esto es, el agente de enlace químicamente modificado y el nuevo sistema de monómeros. Se plantean entonces como elementos de interés, la efectividad del agente silano en la transmisión de fuerzas desde la matriz hacia las partículas de relleno y el comportamiento mecánico de la matriz individualmente, considerando su naturaleza química distinta y su sistema de polimerización catiónica, con especial énfasis en la capacidad de alcanzar altos

grados de conversión y desarrollar con esto propiedades mecánicas adecuadas en condiciones clínicas.

Por último, y a pesar de las limitaciones de la presente investigación para determinar lo que constituía su objetivo principal, se sugiere la validez de los resultados obtenidos como referentes de la interacción entre los materiales utilizados y, eventualmente, como base para investigaciones que busquen predecir la efectividad clínica de los diferentes procedimientos adhesivos aplicados sobre el ionómero vítreo utilizado como base en una técnica restauradora tipo sándwich con resina compuesta, ya que las cargas a las que fueron sometidos los cuerpos de prueba son las más adversas a las que se puede someter una interfaz adhesiva, más aun considerando que ellos fueron testeados sin la contención y absorción de fuerzas que podrían proporcionarle los tejidos dentarios en una preparación cavitaria.

CONCLUSIONES

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

1. El grado de adhesión de resinas compuestas sobre una base de vidrio ionómero obtenido con cada tratamiento adhesivo fue superior a la resistencia cohesiva de los materiales utilizados en todos los grupos del estudio.
2. Las muestras confeccionadas con la resina compuesta de silorano Filtek™ P90 exhibieron un grado de resistencia compresiva significativamente menor al de las muestras confeccionadas con la resina compuesta de dimetacrilato TPH® Spectrum™.

SUGERENCIAS

En virtud de las interrogantes surgidas del presente estudio, se sugieren las siguientes modificaciones para futuras investigaciones:

- Realizar, en las mismas condiciones, pruebas de adhesión sobre una mayor cantidad de productos.
- Realizar ensayos con cargas de cizallamiento directo.
- Evaluar el comportamiento de los sistemas adhesivos sobre cementos de vidrio ionómero modificados con resina.

RESUMEN

Introducción: Gran parte del éxito clínico de una restauración tipo “sándwich” radica en lograr una buena adhesión entre resina compuesta y base cavitaria. El propósito del presente estudio es determinar la efectividad de adhesión, sobre una base de vidrio ionómero convencional, de un sistema autograbante formulado para su uso específico con una nueva resina compuesta de baja contracción (silorano), en comparación con un sistema adhesivo de grabado y lavado asociado a una resina compuesta de metacrilato.

Materiales y Método: Se utilizaron 45 cilindros mixtos en base a resina compuesta y vidrio ionómero, cuya interfase era un plano inclinado en 45°. Su fabricación se llevó a cabo en 3 grupos de 15 muestras: **A:** P90 (Sistema autograbador P90 + P90), **B:** Grabado-lavado (Prime&Bond2.1+TPH Spectrum) y **C:** Control, sin grabado ácido (Prime&Bond2.1+TPH Spectrum). La superficie del ionómero en cada grupo fue tratada acorde al sistema adhesivo y se completó cada cilindro con la resina compuesta correspondiente. Cada cilindro fue sometido a compresión, sometiendo la interfase a tensión de cizallamiento mediante descomposición de fuerzas, registrándose la carga máxima para cada muestra al momento de su ruptura.

Resultados: La ruptura de todas las muestras, para cada grupo en estudio, se produjo mediante fallas cohesivas (fracturas a nivel de la resina compuesta y el vidrio ionómero). Se obtuvo la resistencia compresiva en MPa para cada cilindro y los resultados fueron sometidos a análisis descriptivo e inferencial.

Conclusiones: El grado de adhesión de resinas compuestas sobre una base de vidrio ionómero obtenido con cada tratamiento adhesivo fue superior a la resistencia cohesiva de los materiales utilizados en todos los grupos del estudio. Las muestras confeccionadas con la resina compuesta de silorano Filtek™ P90 exhibieron un grado de resistencia compresiva significativamente menor al de las muestras confeccionadas con la resina compuesta de dimetacrilato TPH® Spectrum™.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Kidd EA, Fejerskov O. "What constitutes dental caries? Histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic biofilms" J Dent Res 2004; 83 Spec No C: C35-8.
2. Chen, M. H. "Update on dental nanocomposites." J Dent Res 2010; 89(6): 549-560.
3. Hervas-Garcia, A., M. A. Martinez-Lozano, et al. "Composite resins. A review of the materials and clinical indications." Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2006; 11(2): E215-220.
4. Schneider, L. F., L. M. Cavalcante, et al. "Shrinkage Stresses Generated during Resin-Composite Applications: A Review." J Dent Biomech 2010.
5. Kakaboura, A., C. Rahiotis, et al. "3D-marginal adaptation versus setting shrinkage in light-cured microhybrid resin composites." Dent Mater 2007 23(3): 272-278.
6. Tyas M. J., Burrow M. F. "Adhesive restorative materials: a review." Aust Dent J 2004; 49(3): 112-121; quiz 154.
7. Francisconi, L. F., P. M. Scaffa, et al. "Glass ionomer cements and their role in the restoration of non-carious cervical lesions." J Appl Oral Sci 2009; 17(5): 364-369.
8. Gopikrishna, V., M. Abarajithan, et al. "Shear bond strength evaluation of resin composite bonded to GIC using three different adhesives." Oper Dent 2009; 34(4): 467-471.
9. Toledano M., Osorio R. "Arte y Ciencia de los Materiales Odontológicos" 1ª edición, Ediciones Avances Médico Dentales. 2003. 537 p. págs. 128, 129, 134, 141, 142 cap. 7, págs. 183, 190, 193, 194, 199 cap. 10.
10. Peumans, M., P. Kanumilli, et al. "Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials." Dent Mater 2005; 21(9): 864-881.

11. "Filtek™ P90 Restaurador Posterior de Baja Contracción", disponible en http://solutions.3mchile.cl/wps/portal/3M/es_CL/3M-ESPE-LA/profesionales/productos/productos-por-categoria/restauraciones-directas/filtek-p90/
12. Weinmann, W., C. Thalacker, et al. "Siloranes in dental composites." *Dent Mater* 2005; 21(1): 68-74.
13. Silva e Souza Junior, M. H., K. G. K. Carneiro, et al. "Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use." *Journal of Applied Oral Science* 2010; 18: 207-214.
14. Suzuki, M. and R. E. Jordan. "Glass ionomer-composite sandwich technique." *J Am Dent Assoc* 1990; 120(1): 55-57.
15. Farah, C. S., V. G. Orton, et al. "Shear bond strength of chemical and light-cured glass ionomer cements bonded to resin composites." *Aust Dent J* 1998; 43(2): 81-86.
16. Mount, G. J. "Clinical requirements for a successful 'sandwich'--dentine to glass ionomer cement to composite resin." *Aust Dent J* 1989; 34(3): 259-265.
17. "Direct and indirect restorative materials." *J Am Dent Assoc* 2003; 134(4): 463-472.
18. Ferracane, J. L. "Resin composite--state of the art." *Dent Mater* 2011; 27(1): 29-38.
19. Puckett, A. D., J. G. Fitchie, et al. "Direct composite restorative materials." *Dent Clin North Am* 2007; 51(3): 659-675, vii.
20. Zimmerli, B., M. Strub, et al. "Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review." *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2010; 120(11): 972-986.
21. Fortin, D. and M. A. Vargas. "The spectrum of composites: new techniques and materials." *J Am Dent Assoc* 2000; 131 Suppl: 26S-30S.
22. Papadogiannis, D., A. Kakaboura, et al. "Setting characteristics and cavity adaptation of low-shrinking resin composites." *Dent Mater* 2009; 25(12): 1509-1516.

23. Hill, E. E. "Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations." *Dent Clin North Am* 2007; 51(3): 643-658, vi.
24. McLean, J. W., D. R. Powis, et al. "The use of glass-ionomer cements in bonding composite resins to dentine." *Br Dent J* 1985; 158(11): 410-414.
25. Hilton, T. J. "Keys to clinical success with pulp capping: a review of the literature." *Oper Dent* 2009; 34(5): 615-625.
26. Sundfeld R.H., de Oliveira C.H., da Silva A.M., Briso A.L., Sundfeld M.L. "Resin Tag Length of One-Step and Self-Etching Adhesives Bonded to Unground Enamel". *The Bulletin of Tokyo Dental College* 2005, Vol. 46: 43-49.
27. Mangum, F. I., E. A. Berry, 3rd, et al. "Optimal etching time of glass ionomer cement for maximum bond of composite resin." *J Am Dent Assoc* 1990; 120(5): 535-538.
28. Ilie, N. and R. Hickel. "Silorane-based dental composite: behavior and abilities." *Dent Mater J* 2006; 25(3): 445-454.
29. Ilie, N., E. Jelen, et al. "Low-shrinkage composite for dental application." *Dent Mater J* 2007; 26(2): 149-155.
30. Fuentes Ugarte, María Bibiana. "Análisis de la efectividad del grabado ácido sobre los cementos vidrio ionómero utilizados como base de restauraciones" Trabajo de investigación requisito para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología Universidad de Chile. Santiago de Chile. 1988.
31. "ChemFil® Superior", disponible en http://www.dentsply.es/DFU/esp/ChemFil_Superior_esp.pdf
32. "TPH® Spectrum™", disponible en http://www.caulk.com/assets/pdfs/products/TPH_Spectrum_Spanish.pdf
33. "Prime & Bond® 2.1", disponible en <http://www.dentsplyargentina.com.ar/Prime%202.pdf>

34. Reed-Hall, Robert. "Principios de Metalurgia Física", 21ª edición, Ed. Continental, 1971, pags. 152, 153-4 cap. 5 "Dislocaciones y límites de grano".
35. Hinoura K, Moore BK , Phillips RW "Tensile bond strength between glass ionomer cements and composite resins". J Am Dent Assoc 1987; 114: 167-172.
36. Lien, W. and K. S. Vandewalle. "Physical properties of a new silorane-based restorative system." Dent Mater 2010; 26(4): 337-344.