



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

**“DESCRIPCIÓN DE LA ADAPTACIÓN A TEJIDOS DENTARIOS DEL SISTEMA  
DE RESINA COMPUESTA SONICFILL (KERR) Y UN MATERIAL DE  
RESTAURACIÓN DE RESINA COMPUESTA CONVENCIONAL”**

*Ricardo Alejandro Álvarez Céspedes*

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

**TUTOR PRINCIPAL**

**Prof. Dr. Marcelo Bader M.**

**TUTOR ASOCIADO**

**Dr. David Aizencop**

**Santiago - Chile  
2012**

## Índice

<b>Resumen.....</b>	<b>1</b>
<b>Aspectos Teóricos.....</b>	<b>3</b>
<b>Hipótesis y Objetivos.....</b>	<b>26</b>
<b>Materiales y Métodos.....</b>	<b>27</b>
<b>Resultados.....</b>	<b>37</b>
<b>Discusión.....</b>	<b>46</b>
<b>Conclusiones.....</b>	<b>52</b>
<b>Sugerencias .....</b>	<b>53</b>
<b>Referencias Bibliográficas.....</b>	<b>54</b>

## Resumen

**Introducción:** Las resinas compuestas son uno de los materiales dentales más utilizados en la práctica clínica diaria para fines restaurativos. Sin embargo su aplicación requiere técnicas muy sensibles, por lo que actualmente investigadores y fabricantes buscan simplificar estas condiciones de ejecución con el fin de disminuir el tiempo clínico utilizado y las probabilidades de fracaso. En esta búsqueda, nuevos materiales dentales y técnicas han sido desarrollados. El propósito de este estudio es establecer si existen diferencias en la adaptación a los tejidos dentarios, a nivel micro-estructural, en piezas dentarias restauradas mediante un sistema de resina compuesta convencional: Herculite Precis (Kerr), y un nuevo sistema de resina compuesta: SonicFill (Kerr).

**Material y métodos:** Se utilizaron 5 molares humanos, sanos y recientemente extraídos. A cada pieza dentaria se le realizaron dos preparaciones cavitarias clase II de dimensiones estandarizadas, para luego ser acondicionadas utilizando técnica de grabado ácido total y aplicación de agente adhesivo OptiBond All-in-One (Kerr). Finalmente las preparaciones cavitarias mesioclusales fueron restauradas mediante el sistema de resina compuesta convencional Herculite Precis (Kerr) utilizando tres incrementos de material restaurador, mientras que las preparaciones cavitarias distoclusales fueron restauradas por medio del sistema de resina compuesta SonicFill (Kerr) aplicado en un solo incremento.

Se obtuvieron 10 muestras, por medio de la realización de cortes en sentido sagital, transversal y frontal en las piezas dentarias. Dichas muestras fueron procesadas y luego observadas al microscopio electrónico de barrido (MEB).

Una vez observadas, las muestras fueron sometidas a un plan de toma fotográfica y posterior selección de imágenes más representativas, en las cuales finalmente se realizó una descripción y comparación de la adaptación del material restaurador en esmalte y dentina.

**Resultados:** Los resultados obtenidos indican que no existen diferencias en la adaptación, tanto en esmalte como en dentina, de los materiales testeados.

**Conclusiones:** Existe una integración de ambos materiales a las estructuras dentarias en las muestras estudiadas, por lo que ambos materiales se podrían comportar de similar manera.

## Aspectos Teóricos

Las piezas dentarias, a lo largo de su vida útil, están sujetas a la posibilidad de sufrir pérdida de su estructura. Principales causas de esto son traumatismos, malformaciones congénitas y lesiones de caries. Es esta última situación, como consecuencia de la enfermedad de caries, la principal razón de pérdida de piezas dentarias en todas las poblaciones del mundo. Por lo tanto, la restauración de ellas se hace necesaria y frecuente en el quehacer odontológico. (Moncada G. y Urzúa I., 2008)

La rehabilitación de piezas dentarias dañadas requiere de un material de restauración que reemplace la estructura faltante, buscando recuperar la forma y funciones perdidas del órgano dentario. Dicha restauración puede ser realizada mediante métodos directos o indirectos. (Astorga C, Bader M, y cols., 2004; Phillips, 2004).

A lo largo del progreso de la odontología restauradora diversos materiales han sido desarrollados, añadiendo el hecho que actualmente la creciente demanda estética por parte de los pacientes apunta a la obtención de restauraciones que imiten el comportamiento óptico natural de los dientes de la forma más certera posible. Por ende, los materiales mayormente utilizados en la clínica odontológica y que cumplen estas condiciones son los cementos de vidrio ionómero y las resinas compuestas, siendo estas últimas las de mayor uso, debido a que logran simular las estructuras dentarias de forma aceptable. (Frankenberger R, Perdigao J, Rosa B T. y cols., 2001; Toledano Pérez M., 2003).

Resina compuesta dental es definida como un material restaurador con una gran densidad de entrecruzamientos poliméricos, reforzados por una dispersión de sílice amorfo, vidrio, partículas de relleno cristalinas u orgánicas y/o pequeñas fibras que se unen a la matriz gracias a un agente de conexión (Phillips, 2004)

Las resinas compuestas surgieron en el inicio de los años 60, como evolución de las resinas acrílicas restauradoras, luego de que Bowen (Bowen RL, 1956; 1963) desarrolló la molécula de BIS-GMA (Bis fenol A glicidil metacrilato). Esta molécula constituye una matriz orgánica y es más estable dimensionalmente que la de metil-metacrilato (componente de las resinas acrílicas) porque sufre menos contracción de polimerización. (Toledano Pérez M., 2003)

Básicamente, las resinas compuestas dentales están constituidas por tres fases de diferente naturaleza química: la matriz o fase orgánica; la fase inorgánica o material de relleno; y un órgano-silano o agente de unión y acople entre la resina orgánica y el relleno, que genera finalmente una mejor interacción entre tales fases. (Goldstein RE., 2002; Toledano Pérez M., 2003)

La matriz orgánica de las resinas compuestas ha sido modificada constantemente desde su origen, para mejorar su estabilidad y propiedades mecánicas. (Toledano Pérez M., 2003). Está constituida básicamente por: (De la Macorra JC., 1999).

- **un sistema de monómeros** (mono, di- o tri-funcionales);
- **un sistema iniciador** de la polimerización mediante radicales libres;
- **un sistema acelerador** que actúa sobre el iniciador y permite la polimerización en un intervalo clínicamente aceptable;
- **un sistema de estabilizadores o inhibidores**, como por ejemplo el éter monometílico de hidroquinona, cuya función es maximizar la durabilidad del producto durante el almacenamiento antes de la polimerización y tras la misma, mantener su estabilidad química;
- **absorbentes de la luz ultravioleta** por debajo de los 350 nanómetros, que proveen estabilidad del color

A dicha matriz orgánica se le añadieron partículas inorgánicas, constituyendo el relleno inorgánico. Estas partículas recibían un tratamiento con un agente de unión o acople, para que hubiese una mejor interacción entre las fases orgánicas e inorgánicas. Este agente es una molécula que posee grupos silánicos en un extremo (unión iónica con dióxido de silicio), y grupos metacrilatos en el otro extremo (unión covalente con la resina)(Toledano Pérez M., 2003)

**Para una mejor comprensión, las resinas compuestas han sido clasificadas mediante diversos criterios, dentro de los cuales destacan:**

1. Según el sistema de Polimerización:

1.a) Activación química o autopolimerización: Se induce la polimerización por medio de un peróxido orgánico iniciador y una amina orgánica aceleradora. (Craig R., O'Brien W., Powers J. 1996)

1.b) Activación física:

1.b.1) Por luz: es la más ampliamente utilizada. En este tipo de sistema, el iniciador es una alfa-dicetona, como la canforoquinona (la más comúnmente usada), y que es activada por una luz visible con una longitud de onda de 470 nanómetros en presencia de una amina orgánica alifática o lineal. Estos tipos de composites se presentan como una sola pasta contenida en una jeringa de plástico opaco para evitar la exposición del material a la luz y así prolongar su longevidad. (Craig R., O'Brien W., Powers J. 1996; Henostroza G., 2003)

1.b.2) Por calor: su uso se limita a la confección de incrustaciones de resina compuesta (inlays-onlays), carillas, coronas y puentes, es decir, para la realización de procesos restaurativos indirectos. (Craig R., O'Brien W., Powers J. 1996)

1.c) Activación Dual o mixta: corresponden a la combinación de distintos sistemas de polimerización, para proporcionar una mejor conversión de los monómeros. Tales sistemas son calor – presión, luz – presión, calor – luz, o foto – auto polimerización, siendo esta última combinación la más utilizada hoy en día, especialmente en las resinas compuestas destinadas a la cementación de estructuras indirectas en boca. (Cekic-Nagas I, Ergun G., 2011)

2. Según el tamaño de las partículas del relleno: (Lutz F y Phillips RW., 1983)

2.a) De Macrorrelleno: su relleno esta fundamentalmente constituido por cristales de cuarzo de tamaño entre los 1 y 100 micrones. (Lutz F y Phillips

RW., 1983) Actualmente no son el material más utilizado, debido principalmente a su susceptibilidad al desgaste y su rugosidad superficial. (Toledano Pérez M., 2003)

Pese a ser mejores que las resinas acrílicas, estos tipos de resinas compuestas presentaban una serie de problemas tales como

- **Porosidad** que se produce al quedar aire atrapado dentro de la resina compuesta durante su manipulación. (Sturdevant Clifford M., 1996.; Muñoz R, 2004):

- **Dificultad de lograr una superficie pulida adecuada**, debido fundamentalmente al distinto ritmo de desgaste de las partículas de relleno inorgánicas en relación con la fase matriz, ya que ambas tienen diferentes grados de dureza. Además, por la heterogeneidad del tamaño de las partículas de relleno. (Sturdevant Clifford M., 1996.; Muñoz R, 2004):

2.b) De Microrelleno homogéneo: contienen partículas de sílice entre 0.1 y 0.05 micrones que se distribuyen homogéneamente en la matriz. Sus bajas propiedades mecánicas produjeron su sustitución por otros composites. (Toledano Pérez M., 2003; Henostroza G., 2003)

2.c) De Microrelleno heterogéneo: en ellos las partículas de microrelleno se incorporan en forma de complejos que pueden ser aglomerados (1-25 micrómetros), prepolimerizados (esféricos de 1-200 micrómetros) o tratados con calor (de forma irregular 1-200 micrómetros). Tienen excelentes propiedades ópticas. (Lutz F y Phillips RW., 1983; Toledano Pérez M., 2003)

2.d) Híbridas: se utilizan simultáneamente distintos tamaños de partícula. Estos composites surgen para mezclar propiedades de los macro y microrellenos, es decir, buscan combinar las propiedades físicas y mecánicas de los sistemas de partículas convencionales y la capacidad de pulido y estética de los sistemas

de microrelleno (Muñoz R, 2004). El tamaño de la partícula de relleno oscila entre 0.04 – 5 micrones, constituyendo un 75 a 80% aproximadamente de la resina compuesta, pero el tamaño promedio está por sobre el micrón (Lutz F y Phillips RW., 1983; Toledano Pérez M., 2003)

2.e) Microhíbridas: constituyen materiales muy similares a las resina híbridas, con la diferencia que la fracción de partículas grandes se ha uniformado a rangos entre 0.1 y 3 micrómetros, de tal forma que el tamaño de partículas promedio oscila entre los 0.4 y 0.8 micrómetros. Con esto se logró aumentar la carga de relleno, disminuir los cambios dimensionales, aumentar la resistencia mecánica y al desgaste, y mejorar la capacidad de pulido, asemejándose más en este aspecto a las resinas de microrrelleno. Actualmente, la mayoría de las resinas compuestas en el mercado nacional y mundial corresponden a este tipo (Ortega R., 2005; Hervás A., Martínez MA, Cabanes J.y cols 2006).

2.f) De Nanorrelleno: hicieron su aparición en el mercado a fines del 2002 y su innovación fue poseer partículas esféricas de 5 a 100 nanómetros como adición al relleno. Se incorporan al composite en los espacios existentes entre las partículas de relleno para darle radiopacidad sin alterar sus propiedades ópticas, mejorando además la resistencia al desgaste y aumentando el porcentaje de relleno de los composites, lo que mejora las propiedades físicas y disminuye la contracción de polimerización. (Toledano Pérez M., 2003, Hervás A., Martínez MA, Cabanes J. y cols 2006)

2.g) Nanohíbridas: son resinas compuestas híbridas que contienen como relleno inorgánico, partículas esféricas de nanorelleno, en forma prepolimerizada. Poseen propiedades como reducida contracción de polimerización, propiedades mecánicas aumentadas, comportamiento óptico,

gran capacidad de pulido y estética mejorada. (Senawongse P y Pongprueksa P., 2007)

3. Según su viscosidad:

3.a) De alta viscosidad o “empacables”: son resinas con un alto porcentaje de relleno con partículas irregulares (superior a un 80% en peso). De esta forma se reduce la cantidad de matriz de resina aumentando su viscosidad (Rodríguez D., Pereira N., 2008)

3.b) De baja viscosidad o “fluidas”: son composites que se les ha disminuido el porcentaje de relleno inorgánico y se han agregado a la matriz de resina algunas sustancias o modificadores reológicos (diluyentes). Tienen alta capacidad de humectación de la superficie dental, asegurando la penetración en todas las irregularidades. (Rodríguez D., Pereira N., 2008). Puede formar espesores de capa mínimos, lo que previene el atrapamiento de burbujas de aire (Olmez A. Oztas N. Bodur H., 2004). Tienen una alta elasticidad (3,6 - 7,6 GPa), lo que provee una capa elástica entre la dentina y el material restaurador, que puede contrarrestar su alta contracción de polimerización (4 a 7 %), asegurando la continuidad en la superficie adhesiva y reduce la posibilidad de desalajo en áreas de concentración de estrés en la interface diente-restauración. (Labella R., 1999)

**Idealmente, las resinas compuestas deben cumplir con ciertos requisitos, tales como:**

1) Biotolerancia: la resina compuesta debe ser insípida, inodora, no tóxica, no debe irritar ni dañar los tejidos bucales. Para cumplir estos requisitos, debe ser totalmente insoluble en la saliva y en cualquier otro fluido que se lleve a la boca, y debe ser impermeable a los fluidos orales para resultar higiénica, además de no ser desagradable en cuanto a sabor y olor. (Henostroza G., 2003; Phillips, 2004)

2) Propiedades físicas adecuadas: debe tener suficiente fuerza y resiliencia, así como la resistencia necesaria para afrontar las fuerzas de masticación e impacto por el uso frecuente que se le somete en la cavidad oral. El material también debe ser dimensionalmente estable en todos los casos, incluidos los cambios térmicos y las variaciones en las cargas. (Henostroza G., 2003; Phillips, 2004, Echeverría S., 2006)

3) Fácil manipulación y pulido: debe ser fácil de mezclar, insertar, moldear y polimerizar, realizando éste proceso en un tiempo relativamente corto y ser insensible a las variaciones en estos procedimientos de manipulación. Además, el producto final debe ser fácil de pulir, y en caso de ruptura inevitable, debe poder ser reparado de manera simple y eficaz. (Phillips, 2004, Echeverría S., 2006; Hervás A., Martínez MA, Cabanes J. y cols 2006)

4) Comportamiento óptico y estabilidad de color: el material debe poder adecuarse a la apariencia de los tejidos dentarios que reemplaza. A éste propósito, la resina compuesta ha de poder teñirse o pigmentarse al momento de su manipulación y aplicación clínica. (Henostroza G., 2003; Phillips, 2004; Hervás A., Martínez MA, Cabanes J. y cols 2006)

5) Coste relativamente bajo: el precio de la resina y del método de trabajo deben ser relativamente bajos, y el procesamiento no debe requerir el uso de equipamientos complejos ni caros. (Henostroza G., 2003; Phillips, 2004, Echeverría S., 2006; Hervás A., Martínez MA, Cabanes J. y cols 2006)

6) Radiopacidad: para que un composite sea radiopaco debe contener elementos de número atómico elevado, como bario, estroncio, bromo, cinc,

zirconio, yterbio o yodo, ya que el carbono, el oxígeno, el hidrógeno y el silicio no atenúan los rayos X (Craig R., O'Brien W., Powers J., 1996)

**Además, las resinas compuestas poseen una gama de propiedades, dentro de las cuales destacan:**

1. Variación dimensional térmica: los cambios dimensionales que sufren los composites con la variación de temperatura son una característica de la fase matriz, por lo que se relacionan inversamente con el porcentaje de relleno. Existe una gran diferencia entre los grados de dilatación y contracción térmica de la estructura dentaria y el composite. Esta diferencia entre los coeficientes podría implicar un desajuste entre el diente y la restauración al someterlos a cambios bruscos de temperatura. Por ejemplo, un composite de microrelleno tendrá un coeficiente 6 o 7 veces el de la estructura dental, mientras que para uno de tipo híbrido, será de 3 o 4 veces el de la estructura dentaria (Toledano Pérez M., 2003; Astorga C, Bader M, y cols., 2004)

2. Conductividad termoeléctrica: depende de la fase de relleno, ya que la fase de matriz produce un buen aislamiento. La conductividad es por tanto menor en los composites de baja carga de relleno. Sin embargo, en todos los casos los valores de conductividad son adecuados y parecidos a los de la estructura dentaria y se consideran favorables si se comparan con los que presentan los materiales de restauración metálicos. (Toledano Pérez M., 2003; Henostroza G., 2003)

3. Solubilidad: se produce cuando las resinas compuestas se ponen en contacto con un medio húmedo, por efecto de la energía cinética de las moléculas del líquido, que arrancan partículas del sólido. Los composites eliminan más sustancias en presencia de solventes orgánicos. Las resinas compuestas tienen un bajo valor de solubilidad (0,5 mg/cm<sup>3</sup>), lo que no tiene consecuencias en el medio bucal. (Toledano Pérez M., 2003; Henostroza G., 2003)

4. Contracción de polimerización: como consecuencia de la polimerización, los sistemas de resina se contraen, fundamentalmente por formación de una red

macromolecular, donde desde la distancia intermolecular de los monómeros, cifrada en unas 0.3-0.4 nanómetros, se pasa a otra distancia de 0.15 nanómetros, que es la que determinan los enlaces covalentes. (Toledano Pérez M., 2003; Barrancos J., 2006)

Esta contracción oscila entre el 1,35 y el 7,1% y produce una fuerza o estrés de polimerización que causa fallos cohesivos y adhesivos. Esto sumado al bajo grado de conversión monómero-polímero, son las causas principales del fracaso de las restauraciones con resinas compuestas. (Hervás A., Martínez MA, Cabanes J. y cols 2006)

La contracción volumétrica depende, por una parte, de la matriz orgánica y, dentro de ella, del número de reacciones que se produzcan (Hervás A., Martínez MA, Cabanes J. y cols 2006). Por otra parte, además está directamente relacionada con el contenido de partículas inorgánicas presentes en la resina compuesta; de tal manera que las resinas compuestas fluidas y las microparticuladas son las que presentan mayor contracción de polimerización, debido a que contienen menor cantidad de carga inorgánica, en comparación con otros tipos de resinas compuestas. (Pearson J y Bouschlicher MR., 2001; Ernst CP, Meyer GR, Klöcker K, y cols, 2004; Nocchi E., 2008; Oliveira KM, Consani S, Gonçalves LS y cols, 2012)

Las resinas compuestas por sí solas no poseen unión específica a las estructuras dentarias, por lo que es necesario recurrir a un procedimiento clínico que involucra el acondicionamiento de tales estructuras para hacerlas más receptivas al material restaurador, junto con el uso de adhesivos adecuados para tal fin. (Swift Ej Jr., 2002; Monsalves B., Astorga M., Bader M., 2011).

La adhesión es un proceso de interacción de sólidos y/o líquidos entre un material (adhesivo) y otro (adherente) (Sturdevant Clifford M., 1996; .Astorga C, Bader M, y cols., 2004),y específicamente en odontología restauradora, significa unir a un sustrato sólido (las estructuras dentales),el biomaterial a

aplicar, manifestándose la adhesión como tal, en la interfaz (superficie de contacto entre dos superficies no miscibles) diente-restauración, vale decir, entre sus superficies o caras en contacto, en las cuales se deben producir fuerzas que las mantengan fijadas en forma permanente. (Sturdevant Clifford M., 1996; Henostroza G., 2003)

## **Tipos de adhesión**

Teniendo en cuenta lo anterior, y manifestando que la adhesión es un mecanismo empleado para mantener dos partes en contacto, se puede clasificar según la forma que se utilice para lograr tal unión en: adhesión inespecífica (mecánica o física) y adhesión específica (química). (Astorga C, Bader M, y cols., 2004)

### A. Adhesión inespecífica (mecánica o física)

Unión que se realiza entre dos superficies a través de una trabazón entre las partes a unir, las cuales se mantienen en contacto en base a la penetración de una de ellas, o de un adhesivo, en las irregularidades que presenta la superficie de la otra, impidiéndose la separación al quedar ambas partes trabadas (Astorga C, Bader M, y cols., 2004, Steenbecker O., 2006)

Se subdivide a su vez en:

A.1 Macroscópica: las partes quedan trabadas en función de la morfología macroscópica de ellas. (Astorga C, Bader M, y cols., 2004; Barrancos J., 2006)

A.2 Microscópica: Se produce por mecanismos en los cuales se involucran las superficies dentarias y los cambios dimensionales que puedan tener los medios adhesivos y/o el material restaurador, generándose micro-trabazones. (Steenbecker O., 2006)

Por otro lado, cualquiera de las dos formas anteriores, puede lograrse a través de efectos

- Geométricos: en directa relación con las irregularidades que presentan las superficies a contactar, es decir, porosidades, rugosidades y retenciones, de tipo macro y/o microscópicas, en las cuales penetra un adhesivo líquido o semilíquido, endureciendo entre ellas generando trabazón (Astorga C, Bader M, y cols., 2004; Steenbecker O., 2006)
- Reológicos: producidos por cambios dimensionales que generarán tensiones que ayudarán a la adhesión, ya sean contracciones o expansiones de los materiales al pasar de un estado de la materia a otro. (Astorga C, Bader M, y cols., 2004)

#### B. Adhesión específica (química)

Las partes se mantienen unidas por la presencia de enlaces químicos, los cuales se pueden lograr a través de uniones de tipo primaria (iónicas, covalentes, metálicas) o secundaria (fuerzas de Van Der Waals o enlaces intermoleculares, puentes de Hidrógeno). Es ésta la que la odontología actual acepta como adhesión efectiva y única (Astorga C, Bader M, y cols., 2004, Phillips, 2004; Steenbecker O., 2006)

**Es necesario, además, analizar los diversos factores que se deben tener en cuenta para lograr una buena adhesión:**

1. Adaptación : se requiere un íntimo contacto para que se puedan producir las reacciones interatómicas o intermoleculares, lo que permitiría lograr la formación de uniones químicas específicas. Sin embargo es casi imposible conseguirlo en condiciones normales, por lo que sólo un líquido más o menos viscoso, puede adaptarse muy bien a un sólido, constituyendo el adhesivo que compatibilizaría las superficies en contacto (Henostroza G., 2003; Astorga C, Bader M, y cols., 2004).

2. Energía superficial: es la fuerza de atracción que producen los enlaces no saturados en la superficie de los cuerpos, generada porque los átomos ubicados hacia la superficie no tienen todos sus enlaces saturados, a diferencia de los que están en el interior. La superficie de un sólido debe poseer una alta energía superficial para permitir lograr la adhesión, y para que esta energía se pueda manifestar, la superficie no debe estar contaminada (Astorga C, Bader M, y cols., 2004; Phillips, 2004).

En los líquidos se denomina tensión Superficial. Por lo tanto, un sólido con una elevada energía superficial favorece el esparcimiento de un elemento de menor energía superficial; por otra parte, un líquido o adhesivo con baja tensión superficial tenderá a mojar más fácilmente la superficie de un sólido (Henostroza G., 2003; Astorga C, Bader M, y cols., 2004).

3. Ángulo de contacto: Para que un líquido se adapte bien a la superficie de un sólido, es necesario que la superficie de éste atraiga hacia sí al líquido y que este líquido se deje atraer. La forma de evaluar si esto se produce adecuadamente, es determinando el ángulo que forma una gota del líquido sobre la superficie del sólido (ángulo de contacto), lo que determinará la medida en que el adhesivo puede mojar la superficie del adherente. Entre menor sea el ángulo de contacto, mejor será la humectación y por consiguiente la capacidad de adhesión (Astorga C, Bader M, y cols., 2004, Phillips, 2004).

4. Humectación: es la capacidad de que un líquido fluya fácilmente por una superficie y se adhiera a ésta, creándose una capa delgada y continua. (Henostroza G., 2003; Astorga C, Bader M, y cols., 2004)

Como fue antes mencionado, el biomaterial a utilizar, es decir, en este caso la resina compuesta, debe ser unida a un sustrato sólido: los tejidos dentarios.

La estructura dentaria está conformada por dos diferentes tejidos o sustratos para adhesión: esmalte, cuya composición es 97 % mineral (principalmente hidroxiapatita), 3% agua y 1% colágeno, a diferencia de la dentina, que posee 50% mineral (principalmente hidroxiapatita), 30 % matriz orgánica (principalmente colágeno), y 20% agua (LeGeros RZ., 1991; Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH y cols. (1997).

Las diferencias en composición, organización estructural y propiedades mecánicas, determinarán formas específicas de adhesión del material restaurador a cada tejido en forma particular (Ikemura K, Kadoma Y, Endo T, 2011).

En 1955 Buonocore comunica que las soluciones de ácido fosfórico al 85% aumentaban considerablemente la retención de las resinas acrílicas al tejido adamantino (Buonocore M, 1955). Es a partir de esta innovación cuando se comienzan a solucionar los fracasos clínicos que presentaban las resinas acrílicas y las primeras resinas compuestas.

La activación de la superficie del sustrato, por medio de grabado ácido, se puede lograr eficientemente a través del acondicionamiento adamantino con ácido fosfórico al 15, 32, 35, 37 y 40% (Henostroza G., 2003). Estos ácidos cambian la superficie del esmalte intacto, que es de baja energía superficial

(pues se presenta con distintos grados de impurezas, glicoproteínas salivales y biofilms) en un área activa, limpia, desmineralizada y de alta energía superficial, llena de poros o grietas de una profundidad aproximada de 10 a 70 micrones, de un aspecto opaco. Esto permite: aumentar microscópicamente la superficie total de esmalte capaz de adherirse, liberar toda la potencialidad de la energía superficial del esmalte y la formación de microcavidades retentivas en la superficie de éste tejido. (Henostroza G., 2003; Astorga C, Bader M, y cols., 2004)

Éste grabado ácido del esmalte está fundamentado principalmente en la diferencia de solubilidad que presentan las distintas partes de los cristales de hidroxiapatita que conforman los prismas, dependiendo si se trata de la superficie del centro o de la periferia del mismo, con lo que se pueden lograr distintos patrones de grabado en este tejido. (Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL y cols, 1975; Swift E., Perdigao J., Heymann H., 1995)

- Tipo I: se disuelve más el centro de cada prisma, quedando el aspecto de depresiones o poros entre ellos y su periferia intacta. (Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL y cols, 1975; Swift E., Perdigao J., Heymann H., 1995)
- Tipo II: se disuelve más la periferia que el centro del prisma, con lo que quedan pequeñas "islas" de esmalte rodeadas de surcos y grietas. (Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL y cols, 1975; Swift E., Perdigao J., Heymann H., 1995)
- Tipo III: mezcla de los dos tipos anteriores. Incluye áreas parecidas a los otros patrones, así como regiones en las cuales el patrón de grabado parece no relacionado con la morfología de los prismas adamantinos. (Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL y cols, 1975; Swift E., Perdigao J., Heymann H., 1995)

Sin embargo, es importante considerar que la mayoría de los casos clínicos no sólo involucra la restauración de esmalte, sino que también de la dentina, por lo que los sistemas adhesivos existentes también deben ser aplicados a este tejido.

Una característica única de la estructura dentinaria son los túbulos que la atraviesan desde la cavidad pulpar hasta la unión amelo-dentinaria o la unión cemento-dentina. Estos túbulos contienen células odontoblásticas, y líquido similar al plasma a lo largo o en parte de su trayecto. Son estrechos túneles de 2,5 micrones de diámetro cerca de la pulpa y 0,9 micrones cerca del límite amelodentinario. (Spencer P., Ye Q, Park J, Topp EM, Misra A y cols., 2010) Es por ello que la densidad y orientación varían según la ubicación topográfica del diente, siendo menor en el límite amelodentinario y la más alta, en la superficie dentinaria adyacente a la cámara pulpar, es decir, la composición de la dentina no es estática o uniforme. Además de estar influenciada por la posición relativa de la dentina dentro de la pieza dentaria, también depende de la edad de la dentina, y la presencia y/o ausencia de enfermedad de caries. (Spencer P, Wang Y, Katz JL, Misra A., 2005)

La instrumentación mecánica de la dentina para la remoción de tejido contaminado y realización de preparaciones biológicas, mediante el uso de elementos de corte y abrasión, produce residuos que cubren la estructura dentinaria en forma de película desorganizada de desechos orgánicos (principalmente colágeno) e inorgánicos (principalmente hidroxiapatita) de aproximadamente 0.5 hasta 5 micrómetros. Esta capa, denominada barro dentinario, actúa como barrera que disminuye la permeabilidad de dicho tejido, por lo que algunos autores consideran que debe ser removida, ya que actúa como un impedimento, para lograr una adecuada adhesión de los materiales. (Swift Ej Jr., 2002; Spencer P., Ye Q, Park J, Topp EM, Misra A y cols., 2010; Shinoda Y , Nakajima M, Hosaka K. y cols., 2011)

En 1979 Fusayama y colaboradores concluyeron que realizando un grabado con ácido fosfórico de las estructuras dentarias no sólo aumenta la adhesión del material restaurador al esmalte sino también a la dentina. (Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, y cols. 1979)

Dichos investigadores propusieron la eliminación completa de la capa de barro dentinario, a través de un grabado con ácido ortofosfórico al 37%, aplicándolo directamente al tejido dentinario y a la vez en el esmalte, por un tiempo de 15 segundos, y lavado por 60 segundos aproximadamente; ésta es la denominada técnica de grabado ácido total. De esta manera los túbulos dentinarios quedan completamente expuestos al medio, con su parte superficial parcialmente desmineralizada, y las fibras colágenas libres de sustancia mineral, para ser posteriormente impregnada de adhesivo. (Nakabayashi, Kojima K, Masuhara E., 1982)

Este acondicionamiento, por aplicación de ácido en la dentina crea una superficie de alta energía, por mecanismos semejantes a los aplicados en esmalte, removiendo la capa de barro dentinario y formando sales de fosfato de calcio por reacción ácido-base, que son eliminadas por lavado, siendo responsable de la desmineralización dentinaria con una profundidad de 0.5 a 7.5 micrómetros, lo que desencadena una exposición del lumen de los túbulos dentinarios y la trama de fibras colágenas en la dentina intertubular. (Pashley D, Tay F., 2001; Van Meerbeek, Vargas S, Inoue S, y cols., 2001)

En definitiva, la adhesión de la resina compuesta al tejido dentinario se logra en una zona que ha sido modificada por el tratamiento superficial ácido realizado. Esa zona o capa contiene componentes de ese tejido, combinados con las sustancias que la han impregnado. La capa así constituida es hoy habitualmente reconocida como “zona o capa híbrida”. Es fundamentalmente generada por la difusión del monómero hidrófilo que posee la capacidad de interpenetrar el enmarañado de fibras colágenas resultante de la desmineralización de la dentina. Está constituida de colágeno, hidroxiapatita y resina. (Nakabayashi, Nakamura M, Yasuda N., 1991; Van Meerbeek, Vargas S, Inoue S, y cols. 2001; Nocchi E., 2008)

Como previamente fue mencionado, toda resina compuesta posee la propiedad de sufrir contracción volumétrica, inherente a su proceso de polimerización y como el resultado de un reordenamiento en un espacio menor, produciendo una fuerza contráctil. Si una restauración es adherida a las paredes de la preparación cavitaria, se verá moderada esta tendencia a la contracción, y las

fuerzas generadas por ella se transmitirán a la interface composite-diente, produciendo estrés. (Bausch JR, de Lange K, Davidson CL., y cols., 1982).

Este estrés es de los agentes más destructores dentro del procedimiento de adhesión diente–resina compuesta porque de no ser controlado, y si excede la fuerza adhesiva de los materiales involucrados, producirá desadaptación del material a los tejidos dentarios con consecuentes inconvenientes tales como: la formación de brechas marginales entre en material restaurador y el diente (produciendo microfiltración y pasaje de sustancias, líquido y bacterias a través ella), pigmentación, sensibilidad post operatoria, fragilidad de la estructura dental, microfracturas o recidiva de caries. (Davidson CL, Davidson-Kaban SS., 1998; Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL., 2005; Giachetti L, Scaminaci Russo D y cols. 2006)

La contracción de polimerización por lo general no representa un inconveniente en las preparaciones cavitarias pequeñas. Por el contrario sí lo constituye en las de gran tamaño (Barrancos J., 2006), ya que éste tipo preparaciones, expuestas a fuerzas de oclusión funcional directa, corren mayor riesgo de sufrir desadaptaciones y desgastes, debido a que la contracción de polimerización es directamente proporcional al volumen de la preparación biológica. (Bausch JR, de Lange K, Davidson CL., y cols., 1982; Henostroza G., 2003)

De esta situación deriva el concepto de factor de configuración cavitaria (factor "C"), que se relaciona además con la forma de la preparación dentaria.

El factor C es un número obtenido de dividir o comparar la cantidad de superficies de la preparación cavitaria a las que se va a adherir el material restaurador versus las que no. En otras palabras, es igual a: " número de paredes superficies adheridas dividido por superficies libres o no adheridas". (Feilzer A, De Gee AJ y Davidson CL, 1987)

El factor C y la contracción de polimerización influyen negativamente en los mecanismos adhesivos en forma directamente proporcional: cuanto mayor sea la cantidad de superficies libres no adheridas en una preparación, mayor será la capacidad de fluir del material, lo que favorecería la disminución del estrés durante la contracción de polimerización. (Lanata EJ., 2003)

Por lo tanto el volumen cavitario y el factor C deben considerarse tanto en el momento de efectuar la preparación dentaria como al ejecutar la técnica restauradora. Con el propósito de disminuir esta influencia negativa se han desarrollado técnicas restauradoras, dentro de las cuales, la más usada y destacada es la técnica incremental.

### **Técnica incremental**

Consiste en colocar incrementos del material restaurador no mayores a 2 milímetros, buscando reducir la magnitud de la tensión de contracción, por lo que es de particular utilidad para cavidades con alto factor de configuración cavitaria (Pilo R, Oelgiesser D, Cardash HS., 1999; Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettemburg DJ., 2000; Amaral CM, De Castro AK, Pimenta LA y cols., 2002)

La importancia de utilizar la técnica incremental es conseguir reducir efectivamente el factor C, de manera que la unión de cada incremento se registre en pocas paredes, proporcionando más superficies libres para que haya un escurrimiento significativo y alivio de las tensiones. (Weaver WS, Blank LW, Pelleu GB., 1988)

Dentro de las formas de aplicación de esta técnica, la más frecuentemente usada es la técnica incremental oblicua, que consiste en colocar incrementos en las paredes de la preparación cavitaria de forma triangular u oblicua. (Weaver WS, Blank LW, Pelleu GB., 1988). Además, existe la técnica incremental horizontal, que consiste en agregar incrementos de composite en sentido cérvico-oclusal. Sin embargo este modo de aplicación sólo tiene utilidad en cavidades pequeñas, ya que no contribuye a disminuir el factor C por lo que los efectos de la contracción de polimerización tampoco son mitigados. (Lutz F. 1991;TjanAH , Bergh BH y Lidner C., 1992)

El grosor máximo de cada incremento de material no debe superar los 2 milímetros, porque la energía de la luz transmitida a través del composite disminuye exponencialmente con el grosor de las capas del mismo. Esto asegura una adecuada penetración de la luz y polimerización de igual característica, lo que repercute en propiedades mecánicas y adaptación marginal adecuadas (Feilzer A, De Gee AJ y Davidson CL, 1987; Price R., Doyle G, Murphy D. 2000; Price R, Murphy DG, Dérand T. 2000; Poskus LT, Placido E, Cardoso PE., 2004)

Pese a las utilidades de la técnica incremental, ella también presenta desventajas importantes tales como la posibilidad de incorporar burbujas de aire o contaminación entre las capas, falta de unión entre los incrementos, dificultad de acceso en preparaciones conservadoras y el prolongado tiempo de trabajo que requiere ejecutar esta técnica. (Abbas G, Fleming GJ, Harrington y cols, 2003; Lazarchik DA, Hammond BD, Sikes CL y cols., 2007)

Para solucionar estos problemas, algunos autores proponen una técnica alternativa de restauración llamada técnica monoincremental (bulk-fill), en la cual se aplica sólo un incremento de material restaurador a la preparación cavitaria, para luego ser fotopolimerizado. (Lazarchik DA, Hammond BD, Sikes CL y cols., 2007). Tradicionalmente no se recomienda esta técnica, ya que al aplicarla usando resinas compuestas convencionales produce problemas relacionados con la contracción y estrés de polimerización (por tener un factor C desfavorable) tales como desadaptaciones marginales e internas que podrían causar por ejemplo caries secundaria, irritación pulpar o sensibilidad post operatoria. (Stavridakis MM, Kakaboura AI, Ardu S, Krejci I., 2007; Czasch P y Ilie N., 2012).

Es por eso que para la utilización de la técnica monoincremental con mayores probabilidades de éxito, se han desarrollado nuevas resinas compuestas especialmente para tal propósito, constituyendo actualmente una nueva categoría. Entre sus características más importantes están el poseer una alta carga de relleno inorgánico y una alta translucidez, permitiendo una profundidad de fotopolimerización mayor y una contracción volumétrica menor que las resinas compuestas convencionales. (Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, y cols., 2012; Moorthy A, Hogg CH, Dowling AH y cols., 2012). Por tanto una de las mayores ventajas de estos composites se establece en la opción de colocar incrementos de material restaurador iguales o incluso mayores a 4 milímetros de espesor, sin aumentar la contracción de polimerización o afectar la adaptación a la preparación cavitaria o disminuir el grado de conversión del composite. (Czasch P y Ilie N., 2012).

Un ejemplo de estas nuevas resinas compuestas es SureFil SDR Flow (Dentsply), que es un material fluido, que se indica para restaurar el cajón proximal de una preparación cavitaria clase II en sólo un incremento de máximo 4 milímetros de grosor que se fotoactiva entre 20 a 40 segundos. Se indica aplicar el material hasta por lo menos 2 milímetros del borde cavo superficial, para finalmente terminar la restauración mediante el uso de resina compuesta convencional y técnica incremental. (Dentsply, 2010)

El hecho de que este material sea una resina compuesta fluida, le impide ser utilizada como un material expuesto a cargas masticatorias, lo que sería un indicador de su falta de resistencia mecánica. (Salerno M, Derchi G, Thorat S y cols., 2011). Considerando tal situación es que se buscó una nueva alternativa de material restaurador con la resistencia mecánica adecuada y que pudiese aplicarse fácilmente en la preparación cavitaria mediante el uso de ultrasonido para ello.

Tradicionalmente, en odontología, la utilización de instrumentos que producen vibraciones sónicas o ultrasonido ha sido en relación al destartraje de piezas dentarias, sin embargo actualmente esto se ha ampliado a usos como por ejemplo en tratamientos endodónticos, irrigación, conformación de

preparaciones cavitarias y remoción de postes o instrumentos fracturados en canales dentarios (Bagis B, Turkarslan S, Tezvergil-Mutluay A y cols., 2008) e incluso en la aplicación de adhesivos. (Lee J, Jang KT, Kim JW y cols., 2003; Finger WJ y Tani C., 2005).

Con respecto a esto último, el fundamento de la técnica se sustenta en que la energía vibratoria ayuda al adhesivo a fluir en toda la extensión de la preparación cavitaria sumándose al hecho que también remueve agua y solventes, pudiendo incorporarse mejor a la dentina y facilitando la formación de tags. (Bagis B, Turkarslan S, Tezvergil-Mutluay A y cols., 2008).

Basándose en el mismo principio, actualmente el uso de vibraciones sónicas se ha extendido para la aplicación sobre composites, donde por ejemplo se ha documentado la utilización de técnica adhesiva y resina compuesta convencional de fotocurado, sometida a ultrasonido, en la cementación de incrustaciones. (Rocca GT y Krejci I., 2007). Incluso también se recomienda el uso de calor, obteniendo el mismo efecto de fluidificación. (Rocca GT y Krejci I., 2007)

Es así como se ha desarrollado SonicFill (Kerr), que es una resina compuesta nanohíbrida, con un 84% de relleno inorgánico. Fue lanzada al mercado durante el año 2010. Su uso está indicado para la restauración de preparaciones cavitarias clase I y II de hasta 5 milímetros de profundidad. (Kachalia P, Frankenberger R., Rueggeberg F y cols., 2012)

SonicFill (Kerr) es activada e insertada en la preparación cavitaria mediante una pieza de mano ajustable (Kavo) a la que se ensamblan cartuchos dispensadores, rellenos previamente con dicho material y que poseen una punta de 1,5 milímetros de diámetro aproximadamente. (Cuevas S., 2011) Este instrumento produce vibraciones de energía sónica de alta frecuencia, las

cuales producen fuerzas de corte o cizalle a través de todo el material, provocando una disminución de su viscosidad en un 87%, lo que se traduce finalmente en una licuefacción del material. (Jackson RD, 2012) Esto permite inyectar el material en la preparación cavitaria y lograr una adaptación y relleno de ella en sólo un incremento (técnica monoincremental). Finalmente una vez cesada la producción de energía sónica, la viscosidad de SonicFill (Kerr) se eleva gradualmente, hasta volver a alcanzar su valor inicial, permitiendo ser presionada y modelada por el operador clínico. (Kachalia P, Frankenberger R., Rueggeberg F y cols., 2012).

En resumen, este material comienza como un composite de alta viscosidad para, luego de la aplicación de vibraciones sónicas, casi alcanzar (de forma transitoria) la consistencia de una resina fluida (Cuevas S., 2011), lo que se explicaría porque la acción sónica genera un aumento de la energía cinética en los monómeros del material, lo que tendería a aumentar la distancia intermolecular, generando la fluidificación del material. (Kachalia P, Frankenberger R., Rueggeberg F y cols., 2012)

Actualmente SonicFill (Kerr) es la única resina compuesta existente en el mercado que utiliza un sistema de activación sónica, por lo que las investigaciones con respecto a sus características, modo de activación y comportamiento clínico, por ahora, se limitan a las publicadas por los propios fabricantes.

A raíz de estos antecedentes se plantea la interrogante acerca de en qué medida este nuevo material y técnica de restauración sean capaces de contrarrestar las tensiones generadas por él al polimerizar (y por ende contraerse) en las preparaciones cavitarias. Esto porque dicha técnica contradice a la evidencia científica disponible, específicamente en tópicos como el grosor de cada incremento y el factor de configuración cavitaria, lo que por ende conlleva a también cuestionar la capacidad de adaptación y sellado del material en las paredes de las preparaciones cavitarias.

Las pruebas de microfiltración y estudios morfológicos mediante la observación a través de microscopía electrónica son generalmente aceptados para comprobar la adaptación marginal de distintos materiales a las estructuras dentarias. (Cortés M., 2008). Recientemente, el desarrollo de métodos de microscopía electrónica de barrido, ha permitido el avance significativo en el esclarecimiento de la estructura superficial o las propiedades químicas y mecánicas de los materiales poliméricos a nanoescala (Beakea B.D., Lingb J.S.G., Leggetta G.J., 2000). Esto permite evaluar si lo apreciado macroscópicamente es congruente con lo apreciado en el tejido dentario y su zona de interacción con el material restaurador, a nivel microscópico. Para ello se realizan observaciones a distintos aumentos en un rango entre 15X hasta 5000X. Estas magnificaciones son las utilizadas en los distintos trabajos de investigación del Área de Biomateriales Dentales (Sandoval F., 2005; Guzmán C., 2007; Cortés M., 2008; Marmantini N., 2009; Segovia D., 2010; Arcos A., 2011), ya que permiten apreciar las estructuras investigadas desde una visión panorámica a una específica a medida que se incrementan tales aumentos.

Es por todo lo anterior que el presente trabajo busca analizar y describir morfo-estructuralmente, a nivel microscópico, la adaptación y sellado marginal de esta nueva resina compuesta SonicFill (Kerr) aplicada con técnica monoincremental, a los tejidos dentarios en ubicaciones topográficas importantes como en esmalte a nivel del borde cavo superficial a nivel oclusal y cervical y en tejido dentinario cervical y axial.

### **Hipótesis**

Existen diferencias, a nivel de microscopía electrónica de barrido, en la adaptación a dentina y esmalte obtenida con los sistemas de resina compuesta Herculite Precis (Kerr) y SonicFill (Kerr).

### **Objetivo General.**

Establecer si existen diferencias, a nivel de microscopía electrónica de barrido, en la adaptación a dentina y esmalte obtenida con los sistemas de resina compuesta Herculite Precis (Kerr) y SonicFill (Kerr).

### **Objetivos Específicos.**

- Describir la adaptación a dentina y esmalte de restauraciones de resina compuesta realizadas con el sistema de resina SonicFill (Kerr).
- Describir la adaptación a dentina y esmalte de restauraciones de resina compuesta realizadas con resina Herculite Precis (Kerr).
- Analizar comparativamente la adaptación de ambos tipos de restauraciones.

### **Materiales y Métodos**

Este estudio fue realizado en el Laboratorio de Biomateriales Dentales del Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile y en el Laboratorio de Microscopía Electrónica de Barrido de la Facultad de Medicina de la Universidad de Chile.

En este estudio se utilizaron 5 piezas dentarias (molares humanos) recientemente extraídos, sanos y sin caries, debido a que no presentan

dentina esclerótica que podría dificultar la adhesión. Se decidió usar este número de piezas dentales debido a los fines descriptivos del trabajo.

Una vez extraídas las piezas dentarias, fueron almacenadas en una solución de suero fisiológico con formalina al 2%. El uso de formalina como agente fijador y desinfectante ha sido planteado como el más adecuado para estudios de adhesión dentaria (Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A Jr. y cols., 2007). Esto debido a su estabilidad en el tiempo y bajos valores de aumento de permeabilidad dentinaria en las muestras, ya que permite una fijación del colágeno de este tejido, previniendo su colapso al momento de realizar su acondicionamiento (DeWald JP., 1997; Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A Jr y cols., 2007)

### **Preparación de las muestras**

Las piezas dentarias fueron lavadas con suero fisiológico y limpiadas mediante el uso de curetas Gracey Standard números 11/12 y 13/14 marca Hu-Friedy para el retiro de los restos de ligamento periodontal aún presentes.

Posteriormente, a todas las piezas se les realizaron dos preparaciones cavitarias clase II: en la superficie oclusomesial y oclusodistal, utilizando

fresas de diamante para alta velocidad con abundante agua como refrigeración.

Las dimensiones de ellas fueron estandarizadas y medidas con sonda periodontal tipo Carolina del Norte marca Hu-Friedy, de manera que fueran de 3 mm de profundidad, 4 mm de extensión cervical y 3 mm de ancho.

Luego de realizadas las preparaciones cavitarias, se realizó la restauración de ellas mediante el uso de sistema porta-matriz tipo tofflemire, donde fue utilizado el sistema restaurador con resina compuesta Herculite Precis (Kerr) en las preparaciones cavitarias oclusodistales y resina compuesta SonicFill (Kerr) en las preparaciones cavitarias oclusomesiales.

### **Protocolos de restauración**

Para todas las preparaciones cavitarias, se utilizó técnica de grabado ácido total, mediante el uso de ácido ortofosfórico gel al 37% etchant gel S (Coltene Whaledent). Se aplicó primero en esmalte, durante 15 segundos, lavado y secado de este por 30 segundos, y luego 10 segundos más en dentina y esmalte conjuntamente, realizando el lavado de la preparación cavitaria en su totalidad por otros 20 segundos, utilizando agua y spray en forma continua y

abundante, para finalmente secar dicha preparación cavitaria con una mota de papel secante.

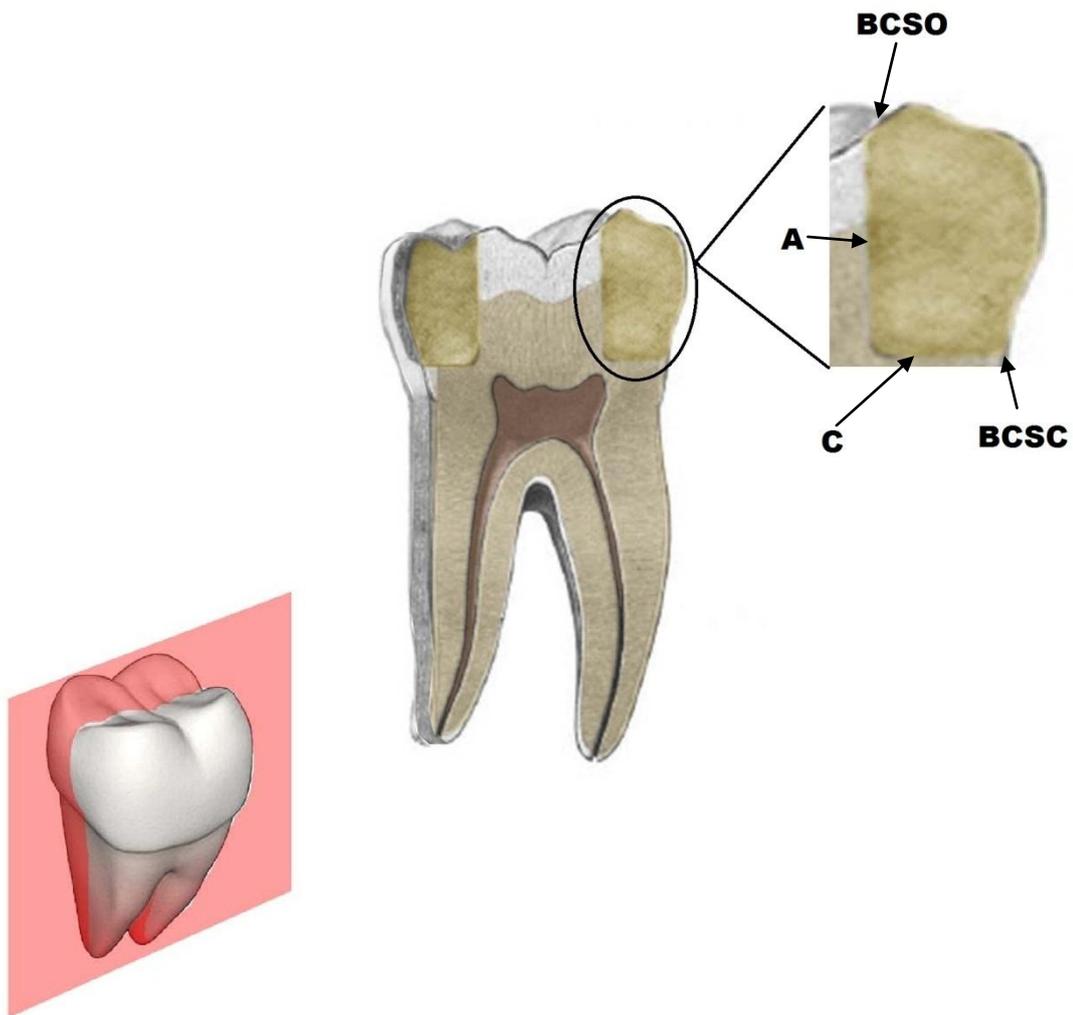
Posteriormente se procedió a aplicar el agente adhesivo, el cual corresponde, en todas las preparaciones cavitarias, a OptiBond All-in-One (Kerr), y que fue aplicado y frotado en cada una de ellas durante 15 segundos, secando con aire a distancia en leve presión durante 10 segundos. Luego se aplicó una segunda capa del mismo adhesivo, que fue finalmente fotopolimerizado con lámpara halógena (3M ESPE Elipar 2500) durante 20 segundos.

Las preparaciones cavitarias oclusales fueron restauradas utilizando la técnica monoincremental (bulk-fill) con resina compuesta SonicFill (Kerr). La técnica consiste en posicionar la punta del cartucho recargable dentro de la preparación cavitaria, para luego activar la pieza de mano y comenzar a inyectar el material restaurador en ella hasta rellenarla completamente. Posteriormente se procedió a adaptar, contornear y esculpir el material restaurador, para finalmente fotopolimerizar las restauraciones, durante 60 segundos desde la cara oclusal con la lámpara de fotocurado en contacto con la pieza dentaria.

Las preparaciones cavitarias oclusodistales fueron restauradas con resina compuesta Herculite Precis (Kerr) usando la técnica incremental, realizada en 3 incrementos (con la misma lámpara de fotocurado también en contacto con la pieza dentaria): primero un incremento vestibular, de forma triangular, que fue polimerizado durante 20 segundos, en forma directa, luego un incremento palatino/vestibular, de la misma forma triangular, el que fue polimerizado durante 20 segundos, también en forma directa, y por último un tercer incremento para completar la preparación cavitaria, también de forma triangular, al cual fue polimerizado durante 20 segundos desde oclusal. Finalmente el conjunto de la restauración fue fotopolimerizado por 40 segundos a través de la cara oclusal, con el sistema porta-matriz removido.

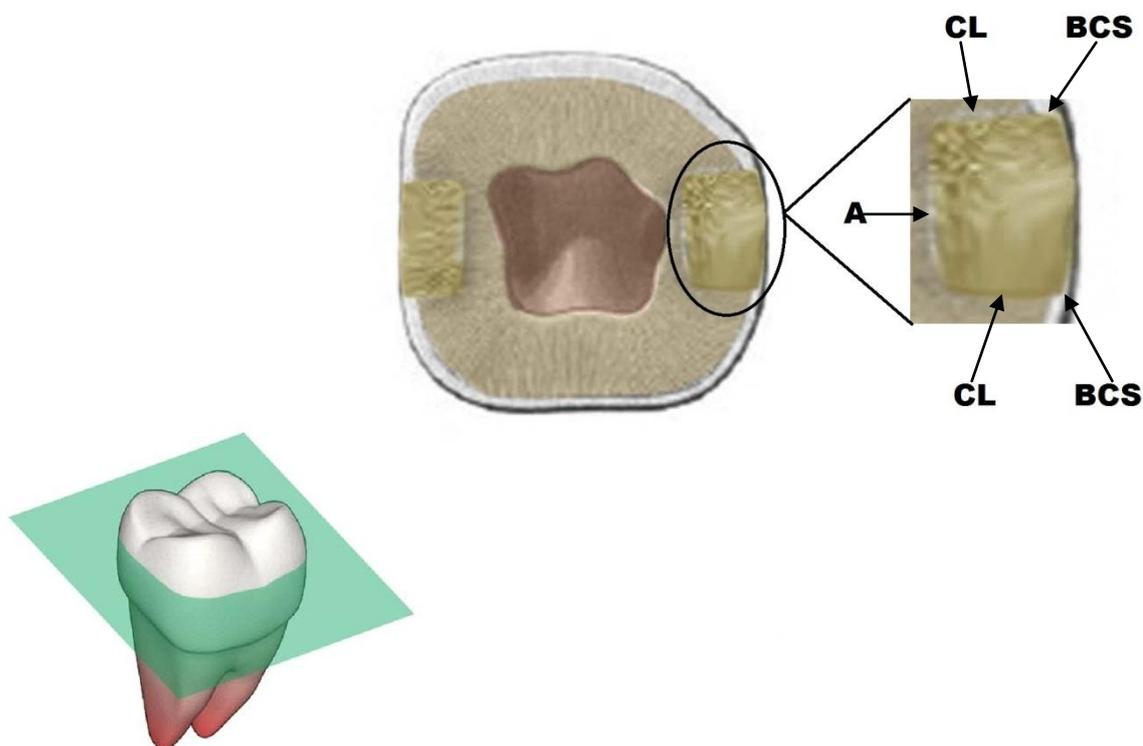
Una vez obtenidos los dientes con sus respectivas restauraciones, se procedió a numerarlos del 1 al 5. Posteriormente se realizó la sección de ellos mediante el uso de un disco diamantado modelo 919p (Komet) montado en pieza de mano, con el fin de exponer las restauraciones a cortes anatómicos, con el objetivo de apreciar al microscopio electrónico de barrido (MEB) las zonas críticas de interacción diente-restauración, en los tres sentidos del espacio.

En las piezas dentarias 1 y 2 se realizó, en cada una, un corte en sentido sagital, a través de la mitad de la restauración, obteniendo como muestra un segmento de pieza dentaria compuesto por pared cavitaria de: cara libre, pulpar y cervical; y restauración de resina compuesta. Esto con el objetivo de analizar la interface diente-restauración en zonas topográficas como borde cavo superficial oclusal (BCSO) y cervical (BCSC), y paredes axial (A) y cervical (C).



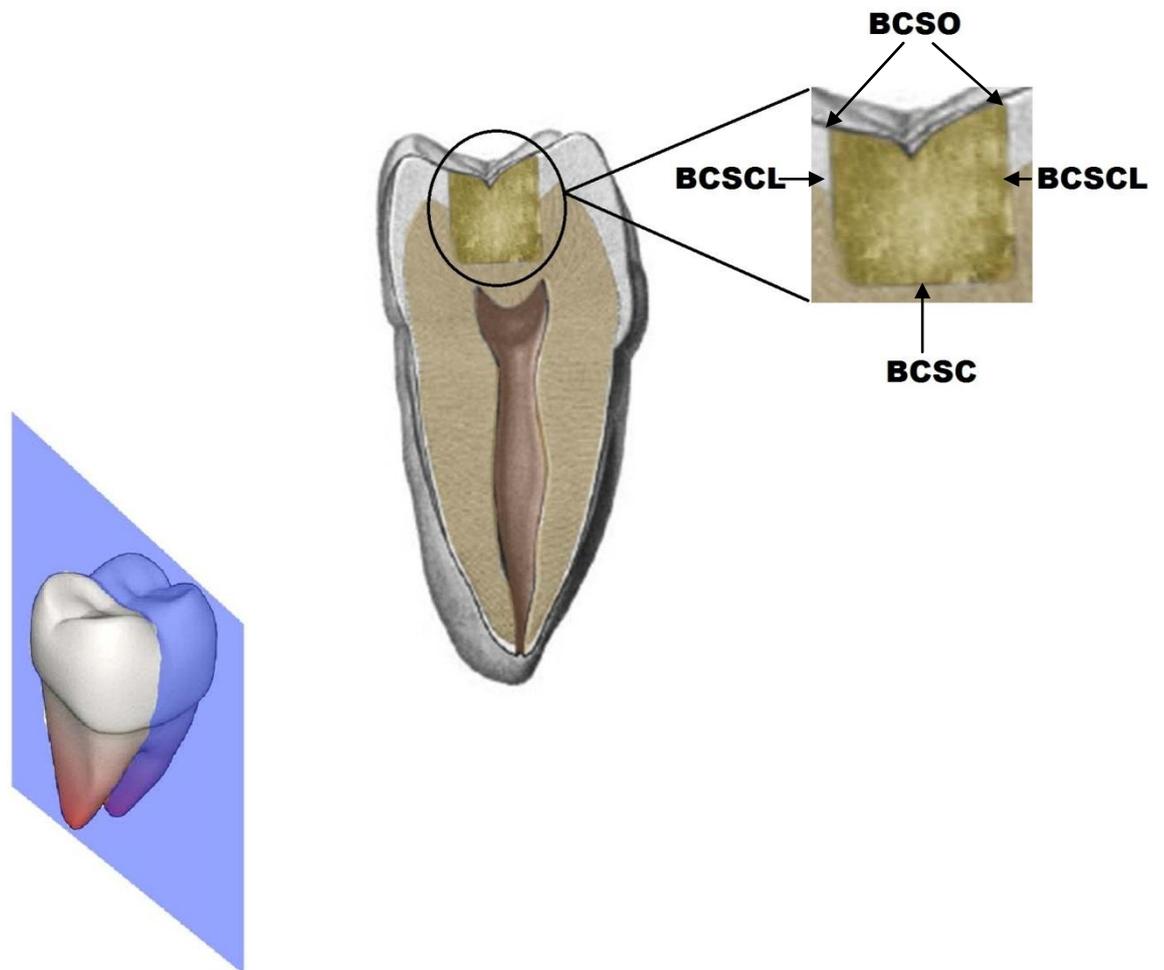
**Figura 1: esquema de corte sagital, visión lateral.  
A la derecha un esquema de la muestra obtenida**

En las piezas 3 y 4 se realizaron cortes de tipo transversal, a través de la mitad de la restauración, obteniendo como muestra una sección de la pieza dentaria formada por pared cavitaria vestibular, pulpar y palatina/lingual, más la restauración de resina compuesta. Esto con el objetivo de analizar la interface diente-restauración en zonas topográficas como borde cavo superficial (BCS) y extensión de paredes cavitarias de caras libres (CL) y pared cavitaria pulpar o axial (A).



**Figura 2: esquema corte transversal, visión oclusal.  
A la derecha un esquema de la muestra obtenida**

En la pieza 5 fue realizado un corte frontal, a través de la mitad de la restauración obteniendo una sección de la pieza dentaria formada por resina compuesta, rodeada por el tejido dentario que conforma las paredes vestibular, palatina/lingual y cervical de la preparación cavitaria. Esto con el objetivo de analizar la interface diente-restauración a lo largo de toda la extensión del borde cavo superficial cervical (BCSC), de caras libres (BCSCL) y oclusal (BCSO).



**Figura 3: esquema de corte frontal, visión posterior.  
A la derecha un esquema de la muestra obtenida**

Finalmente las muestras obtenidas fueron almacenadas durante 7 días a temperatura y humedad ambiental, debido a que es fundamental que previo a su procesado final, lleguen ya secas.

Todas las muestras fueron marcadas en la superficie opuesta a tratar, con lápiz grafito, para identificar la superficie que sería observada. Finalmente fueron

catalogadas y presentadas al microscopio electrónico de barrido (MEB) de la siguiente forma:

N° de muestra	Descripción
1	Corte sagital SonicFill
2	Corte sagital Herculite Precis
3	Corte sagital SonicFill
4	Corte sagital Herculite Precis
5	Corte transversal SonicFill
6	Corte transversal Herculite Precis
7	Corte transversal SonicFill
8	Corte transversal Herculite Precis
9	Corte frontal cara mesial SonicFill
10	Corte frontal cara distal Herculite Precis

**Tabla 1: lista de muestras llevadas al microscopio electrónico de barrido (MEB)**

**Observación al Microscopio Electrónico de Barrido (MEB):**

El MEB permite realizar observaciones de muestras biológicas tanto duras como blandas, ya sean vegetales o animales. Además es posible observar minerales y plásticos. El MEB funciona con un haz de electrones muy fino, que recorre y explora toda la superficie del preparado. Este haz de electrones incide sobre la muestra e interactúa con los átomos de dicha muestra. Gracias a esto se generan señales que son captadas por alguno de los detectores del

microscopio, para luego ser proyectadas en pantalla (Pontificia Universidad Católica de Chile, 2012)

Es necesario, sin embargo, que previamente a la observación de las muestras en el MEB, éstas deben ser sometidas a los siguientes procedimientos:

1. Fijación: pretende conservar las muestras con las mismas características que tiene al comienzo del procesamiento (Ojeda J., 1997)
2. Secado: Las muestras fueron colocadas en una cápsula de petri sobre papel filtro, en una estufa de secado a 37°C durante 2 días. La muestra debe estar completamente seca para lograr un correcto vacío en el microscopio, que permite el paso de los electrones dentro de éste sin interferencias. (Ojeda J., 1997)
3. Montaje de la muestra: consiste en pegar y orientar la muestra sobre un portamuestras para que al introducirla al microscopio quede fija a la platina y pueda seguir los movimientos de esta hacia el haz explorador de electrones. (Ojeda J., 1997)
4. Metalizado: Dada su composición las muestras biológicas son malas conductoras de electricidad, por lo que requieren un tratamiento que cambie esa condición que consiste en el recubrimiento de las muestras con una delgada lámina de oro paladio, para protegerlas y hacerlas conductoras, lo que evita que el haz de electrones que incide sobre su superficie se desvíe, alterando la formación de la imagen. (Ojeda J., 1997)

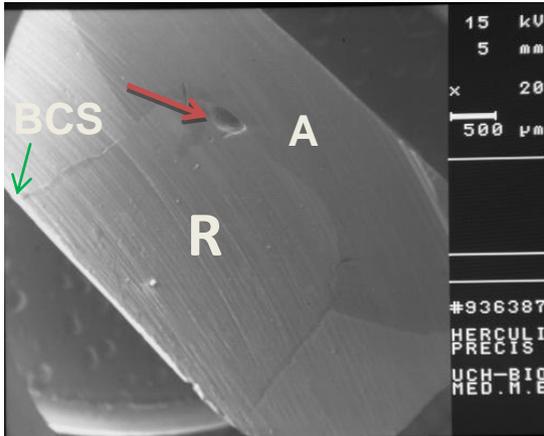
Las 10 muestras fueron analizadas en un MEB marca Zeiss, modelo DMS 940, que posee un poder de magnificación de hasta 20.000X. Este microscopio se encuentra en el laboratorio de Microscopía Electrónica CESAT-ICBM, de la Facultad de Medicina de la Universidad de Chile.

Una vez observadas las muestras, fueron sometidas a un plan de toma fotográfica y posterior selección de imágenes representativas de zonas a estudiar como borde cavo superficial oclusal y cervical y pared dentinaria axial y cervical, en las cuales fue finalmente realizada una descripción comparativa, para establecer si existen diferencias en la adaptación y sellado marginal de los materiales testeados.

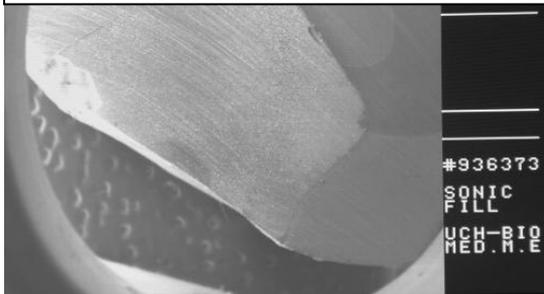
La toma de la fotografía se realizó con una cámara digital Cannon EOS REBEL XT silver, de 8 Megapíxeles.

## **Resultados**

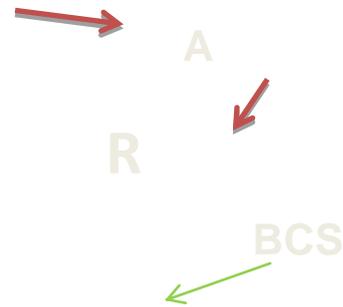
La observación, en el MEB, de las muestras de piezas dentarias obturadas con Herculite Precis (Kerr) (HP) y SonicFill (Kerr) (SF) reveló los siguientes resultados:



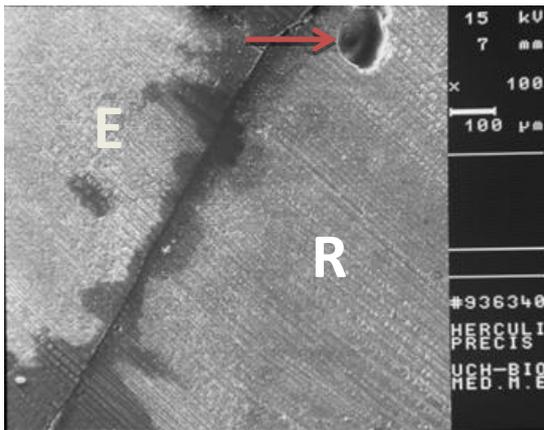
**Fotografía 1: Visión panorámica restauración HP, corte transversal, 20X**



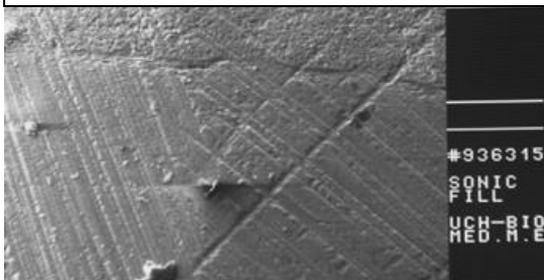
**Fotografía 2: Visión panorámica, restauración SF, corte transversal, 15X**



A estos aumentos se aprecian zonas de íntima unión diente-restauración (R), tanto en borde cavo superficial (BCS) y pared axial (A). Sin embargo, a nivel de ésta última (foto 1), es posible apreciar lo que aparentemente sería una burbuja de aire en la restauración con HP, ubicada en la pared pulpar de la cavidad. Además, en la restauración con SF (foto 2), es posible apreciar una banda negra a nivel de la pared axial y también en el ángulo axio-vestibular (flechas rojas).

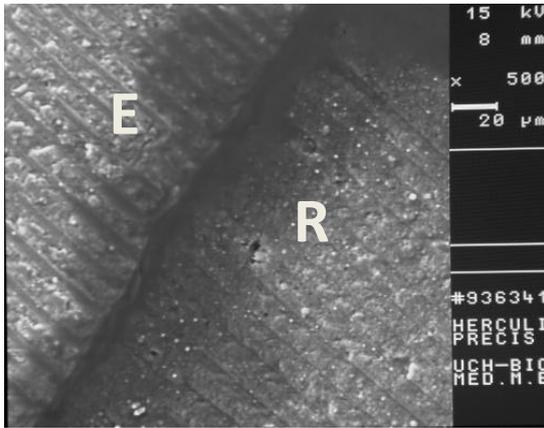


**Fotografía 3: Borde Cavo Superficial oclusal restauración HP, corte sagital, 100X**

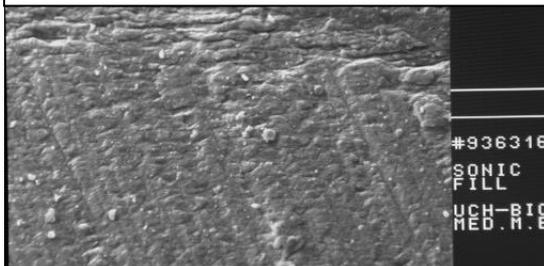


**Fotografía 4: Borde Cavo Superficial oclusal, restauración SF, corte sagital, 100X**

A esta magnitud de amplificación, no se aprecian interfaces entre la restauración (R) y el esmalte dentario (E), para las restauraciones de HP (foto 3) y SF (foto 4), ya que se aprecian ambas restauraciones de resina compuesta, unidas al esmalte dentario (E), por lo que en base al par anterior de imágenes observadas, específicamente en la foto 2, se podría descartar una zona de desunión entre diente y restauración. No obstante, en la foto 3, se aprecia con mayor detalle lo que en la primera fotografía fue señalado como posible burbuja de aire en el interior de la restauración, en la esquina superior derecha, indicada con flecha roja. Además es posible apreciar tinciones oscuras en la imagen, debido a un artefacto a la observación al MEB.

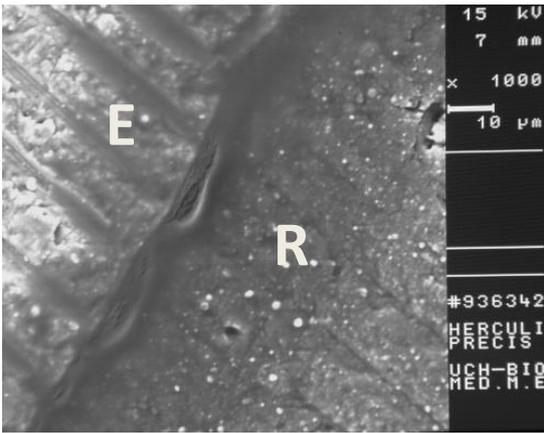


**Fotografía 5: Borde Cavo Superficial oclusal, restauración HP, corte sagital, 500X**

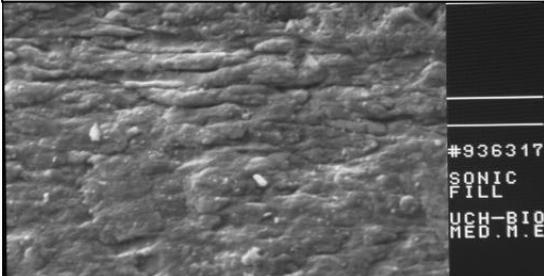


**Fotografía 6: Borde Cavo Superficial oclusal, restauración SF, corte sagital, 500X**

Tanto en las fotos 5 y 6, las paredes de la cavidad se aprecian unidas al material restaurador, no apreciándose interface entre Esmalte (E) y Restauración (R). Esto concuerda con lo hasta entonces apreciado en las imágenes anteriores a menores aumentos.



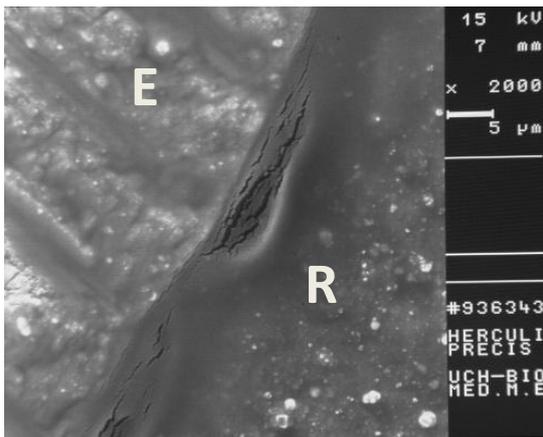
**Fotografía 7: Borde Cavo Superficial oclusal restauración HP, corte sagital, 1000X**



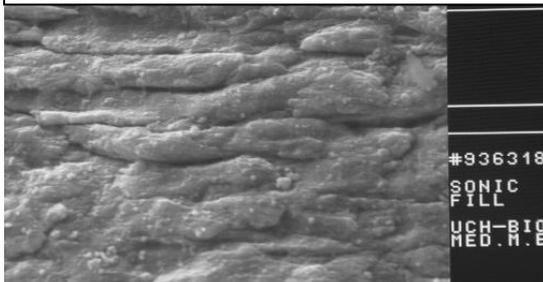
**Fotografía 8: Borde Cavo Superficial oclusal, restauración SF, corte sagital, 1000X**

A esta amplificación no se aprecian desadaptaciones o brechas interfácicas entre el material de restauración y el esmalte dentario, avalando lo apreciado en las imágenes anteriores a menor aumento. Cabe señalar que en la foto 7, de forma particular, se puede apreciar la unión de esmalte dentario y restauración de resina (HP) mediante una banda sombreada, la cual sin

embargo, posee un resquebrajamiento producto del procesamiento al que fueron sometidas las muestras previamente a su observación, constituyendo un artefacto en la imagen.



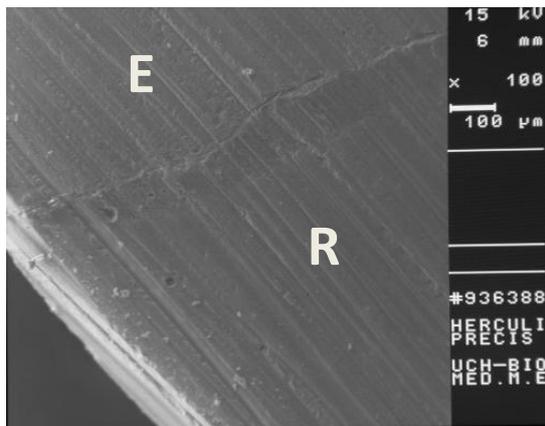
**Fotografía 9: Borde Cavo Superficial oclusal, restauración HP, corte sagital, 2000X**



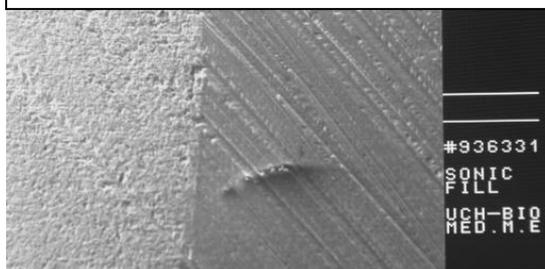
**Fotografía 10: Borde Cavo Superficial oclusal, restauración SF, corte sagital, 2000X**

En la foto 9, nuevamente se aprecia el resquebrajamiento del adhesivo, previamente mencionado, con mayor detalle, sin embargo es posible distinguir la integración del material restaurador y el tejido dentario de esmalte, al igual que en la foto 10, donde se logra apreciar una continuidad definida entre

Esmalte (E) y Restauración (R), lo que otorga una concordancia con lo hasta entonces visto en las imágenes de menor aumento.

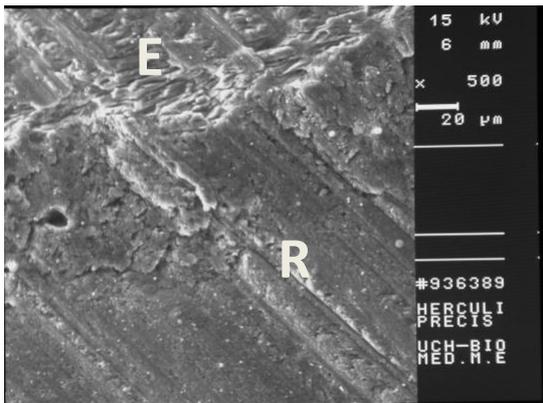


**Fotografía 11: Borde Cavo Superficial cervical, restauración HP, corte transversal, 100X**

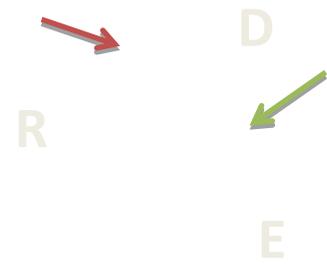
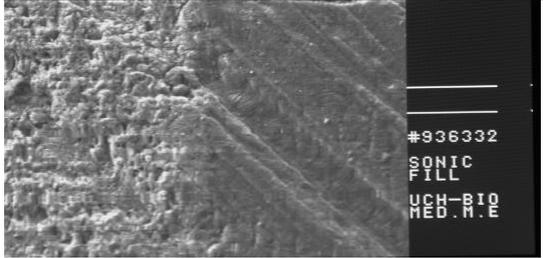


**Fotografía 12: Borde Cavo Superficial cervical, restauración SF, corte transversal, 100X**

En ambas fotografías, se puede distinguir que no existen desadaptaciones o interfaces entre las estructuras dentarias (Esmalte (E), Dentina (D)) con la restauración (R), siendo, por el contrario, un continuo entre estos, vistos a este aumento.

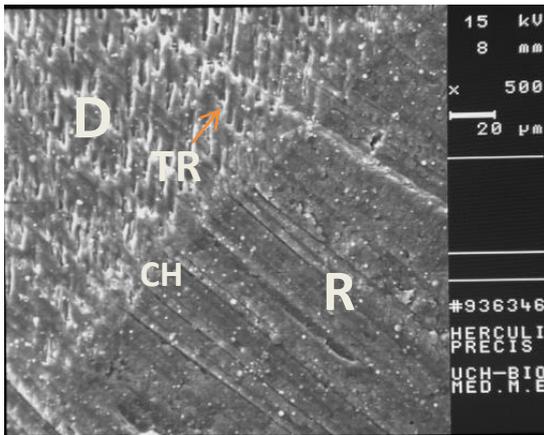


**Fotografía 13: Borde Cavo Superficial cervical restauración HP, corte transversal, 500X**

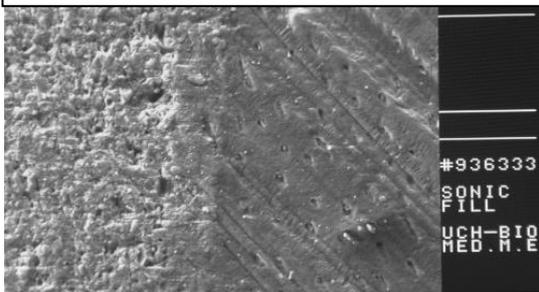


**Fotografía 14: Borde Cavo Superficial cervical, restauración SF, corte transversal, 500X**

Al igual que en el aumento de las imágenes recién descritas, en ambas fotografías no se aprecia interface entre el esmalte (E) dentario y la restauración de HP o entre el esmalte (E) y Dentina (D) con respecto a la restauración de SF, observándose la banda adhesiva (flecha roja) entre este material y la Dentina. Es posible además ver el limite amelodentinario (LAD) (flecha verde).



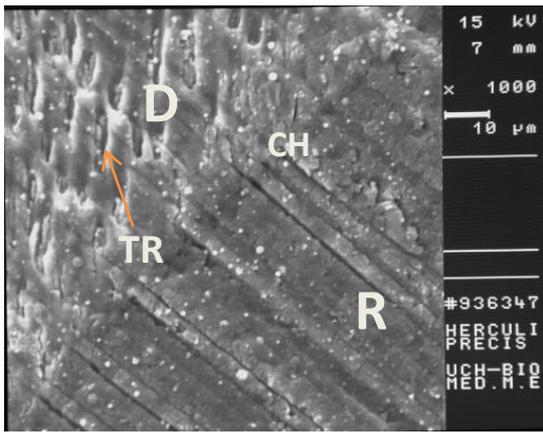
**Fotografía 15: Pared Dentinaria Cervical, restauración HP, corte sagital, 500X**



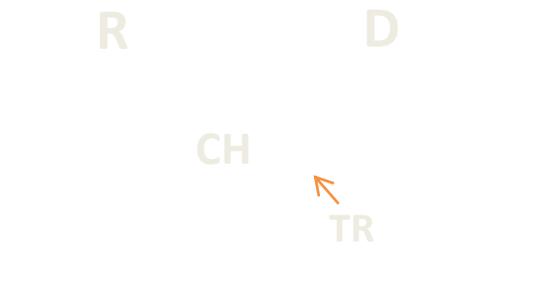
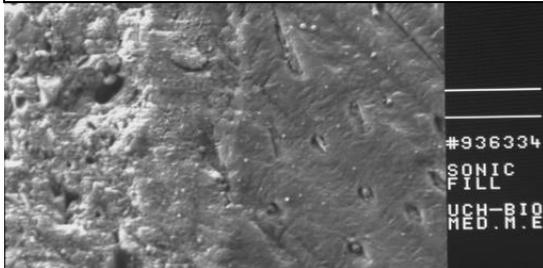
**Fotografía 16: Pared Dentinaria Cervical, restauración SF, corte sagital, 500X**

En la foto 15 se aprecia integración de material de restauración a la dentina, unido mediante la capa híbrida (CH), manifestándose como una banda, con la formación de tags de resina (TR)

En la foto 16, al igual que en la anterior, se aprecia, a esta ampliación, que el material de restauración (R) no presenta brechas y se une a lo largo de la Dentina (D), mediante una capa adhesiva (CH), formando también tags de resina (TR) dicho tejido.

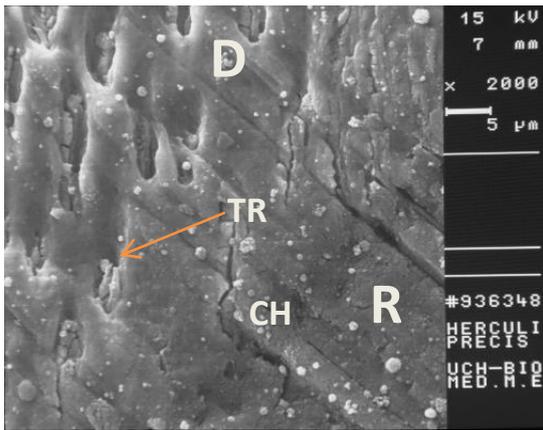


**Fotografía 17: Pared Dentinaria Cervical, restauración HP, corte sagital, 1000X**

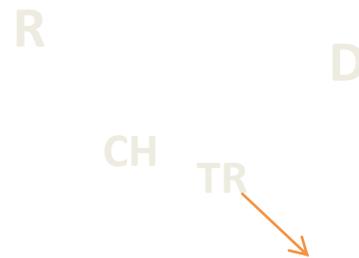
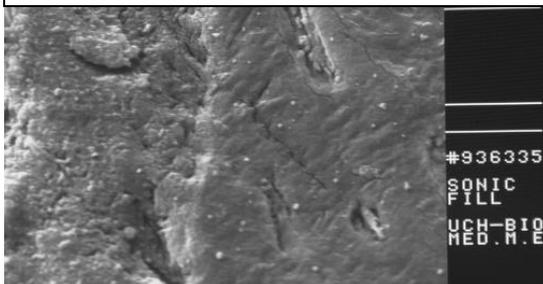


**Fotografía 18: Pared Dentinaria Cervical, restauración SF, corte sagital, 1000X**

En la foto 17 a un mayor acercamiento, no se aprecia interface entre dentina (D) y restauración (R), pudiendo nuevamente apreciarse la formación de tags de resina (TR), al igual que en la foto 18, donde es posible distinguir claramente los tags de resina (TR) y la adhesión del material de restauración SF a lo largo de la dentina mediante una banda o capa hibrida (CH), sin interface, por lo que apoya lo apreciado en el par de imágenes de menores aumentos.



**Fotografía 19: Pared Dentinaria Cervical, restauración HP, corte sagital, 2000X**



**Fotografía 20: Pared Dentinaria Cervical, restauración SF, corte sagital, 2000X**

En la foto 19, a este aumento, nuevamente no se aprecia interface entre diente (D) y restauración (R), y pueden ser observados con aún mayor claridad los tags de resina (TR) contenidos en los túbulos dentinarios. De igual manera, en la foto 20, a esta amplitud, no se ve interface, al igual que en las imágenes anteriores, apreciándose una integración completa del material restaurativo a la estructura dentinaria, y se puede ver con claridad la formación de tags de resina (TR) dentro de los túbulos dentinarios, con la consecuente formación de la capa híbrida (CH)

## Discusión

Desde mediados del siglo XX, la odontología restauradora cuenta con el enorme avance que significó el poder integrar los materiales dentales restauradores al diente mediante mecanismos de adhesión, sumado a la capacidad de reproducir aceptablemente las características propias de éste órgano, lo que ha llevado a que las resinas compuestas hayan tomado un protagonismo importante entre los materiales de restauración que se usan mediante técnicas directas y se hayan convertido en uno de los biomateriales odontológicos más utilizados, y por ende, también más estudiados y desarrollados hoy en día. (Henostroza G., 2003; Hervás A., Martínez MA, Cabanes J. y cols. 2006)

Sin embargo, actualmente en la práctica clínica diaria, es necesario considerar que son materiales muy sensibles a la técnica, por lo es necesario controlar factores críticos como por ejemplo un buen aislamiento del campo operatorio, una correcta polimerización del material o una buena técnica de aplicación del material, que van a ser esenciales para obtener resultados clínicos satisfactorios. Es por lo anterior que cuando no se tienen estos cuidados, nos enfrentaremos posiblemente a un fracaso de la restauración. (Hervás A., Martínez MA, Cabanes J. y cols 2006)

En base a esto es que distintos investigadores y fabricantes han buscado incesantemente nuevos biomateriales capaces de soslayar estas

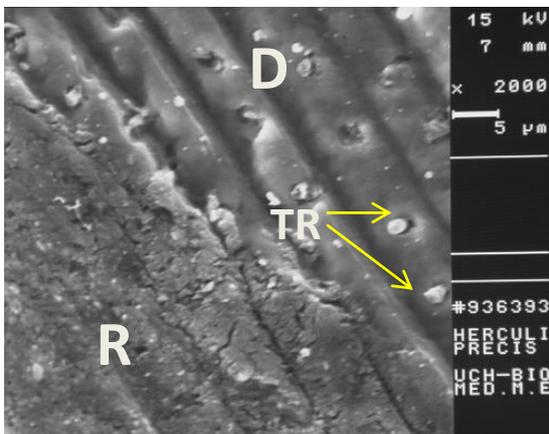
circunstancias adversas y facilitar su uso clínico en favor de su éxito en el tiempo.

Bajo esta temática fue puesto en el mercado un nuevo material de restauración: SonicFill (Kerr). No obstante, por ser un producto de reciente desarrollo, no existen muchos estudios con respecto a su aplicación y uso, salvo los desarrollados por los propios fabricantes.

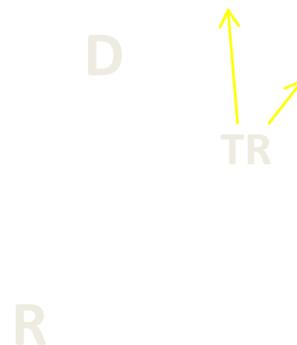
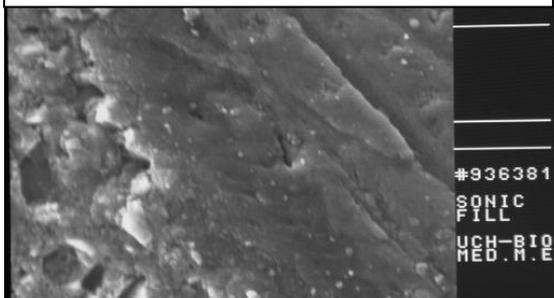
Es por ello que el presente trabajo realizó un estudio *in vitro* usando la aplicación de una resina compuesta convencional y de uso habitual en la práctica clínica como lo es Herculite Precis (Kerr) y esta nueva resina SonicFill (Kerr) en cavidades clase II, de dimensiones frecuentemente encontradas en la práctica clínica (3 mm de profundidad, 4 mm de extensión cervical y 3 mm de ancho). Todo esto con el objetivo de describir la adaptación y sellado marginal, a nivel micro-estructural de las piezas dentarias restauradas y evaluar la presencia o ausencia de brecha(s) marginal(es) en la interface diente-restauración, para luego comparar ambos tipos de restauraciones y así buscar extrapolar estos resultados a una posible aplicación clínica real habitual.

Para ambos tipos de restauraciones realizadas: Herculite Precis (Kerr) aplicada con técnica incremental; y SonicFill (Kerr) aplicada con técnica monoincremental, se analizaron distintos sectores de la pieza dentaria, como el borde cavo-superficial tanto a nivel cervical como oclusal, además de la unión a nivel dentinario, por ser zonas críticas en el éxito de una restauración a mediano y largo plazo.

De acuerdo a los resultados obtenidos de la apreciación y posterior descripción de las fotografías expuestas, se pudo distinguir que existe adaptación en la interface diente-restauración en las muestras estudiadas, es decir, no se aprecian brechas, por ejemplo, a nivel de dentina (**fotografías 21 y 22**) y a nivel de esmalte en borde cavo superficial (**fotografías 23 y 24**).

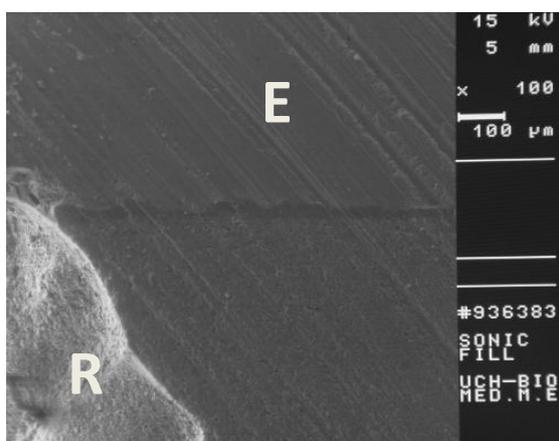


**Fotografía 21: Adhesión Pared dentinaria, restauración HP, corte transversal, 2000X**



**Fotografía 22: Adhesión pared dentinaria restauración SF, corte transversal, 2000X**

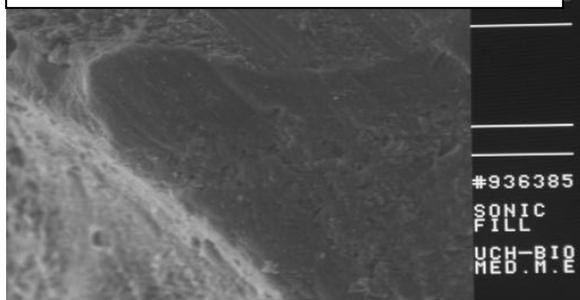
Es posible ver, a gran aumento, la existencia de unión de los materiales de restauración (R) HP y SF a la dentina (D) y la generación de tags (TR) en ella. Esto podría tener una influencia positiva en el sellado adecuado de la restauración a través del tiempo, siendo esta una condición fundamental para su éxito, ya que de lo contrario podría desencadenar situaciones desventajosas como manifestaciones clínicas de hipersensibilidad y/o dolor post operatorio variable en el tiempo, que son síntomas indicativos de fracaso. (Henostroza G., 2003)



**Fotografía 23: Adhesión a borde Cavo Superficial restauración SF, corte transversal, 100X.**



**Fotografía 24: Borde Cavo Superficial, restauración SF, corte transversal, 500X**



A nivel del esmalte (E) (borde cavo superficial), es posible apreciar una unión y sellado de la zona, por parte de las restauraciones (R). Esta situación es fundamental para la perpetuidad esperada de la restauración en el tiempo, ya que evitaría circunstancias de fracaso clínico por obtener un adecuado sellado marginal que evitaría filtración marginal o una resistencia mecánica inadecuada de la restauración. (Henostroza G., 2003)

En las 24 fotografías expuestas y descritas es posible notar una evidente adaptación de los materiales testeados en dentina y esmalte. Por lo anterior, es que el material probado SonicFill (Kerr), al igual que la resina compuesta convencional Herculite Precis (Kerr), usada en la práctica clínica diaria, posee una adaptación a estos dos tejidos dentarios en las muestras estudiadas, lo que rechazaría la hipótesis planteada en un principio.

A su vez, dentro de los estudios realizados por los propios fabricantes de este producto, el primer parámetro a considerar el valor de contracción volumétrica de las resinas compuestas. En este aspecto, dicho valor puede oscilar entre 1,35 a 7,1% en composites usados en la práctica clínica (De la Macorra JC., 1999; Hervás A., Martínez MA, Cabanes J. y cols 2006). Específicamente para Herculite Precis (Kerr) es de un 2,7%. (Lowe R, 2012) y para SonicFill (Kerr) es de un 1,6%, lo cual no dista en gran medida de estos composites comúnmente usados, ya que su promedio es de 2,1% aproximadamente. (Kachalia P, Frankenberger R., Rueggeberg F y cols., 2012)

Otro parámetro analizado es el de profundidad de polimerización de la resina compuesta, la cual, según las bases teóricas propuestas, cada incremento de material no puede exceder los 2 milímetros de grosor, ya que cifras superiores no proporcionan una total conversión de monómero a polímero. (Pilo R, Oelgiesser D, Cardash HS., 1999; Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettemburg DJ.,

2000; Amaral CM, De Castro AK, Pimenta LA y cols., 2002). Sin embargo, para los estudios realizados sobre SonicFill (Kerr) ésta cifra es de 5 milímetros de espesor (Kachalia P, Frankenberger R., Rueggeberg F y cols., 2012). Para tales estudios, al probar SonicFill (Kerr), estableciendo una comparación de la dureza del material en el fondo versus la superficie de la restauración, los valores obtenidos fueron de 99% para una restauración de 4 milímetros de profundidad y 91% para otra de 6 milímetros, siendo fotoactivados durante 20 segundos. Un valor de 80% es considerado como aceptable. (Kachalia P, Frankenberger R., Rueggeberg F y cols., 2012)

Finalmente, uno de los parámetros más importantes estudiados es la viscosidad de este producto, la cual fue testeada en estudios realizados por los fabricantes y que arrojaron como resultado que SonicFill (Kerr) es capaz de disminuir su viscosidad, luego de la aplicación de ultrasonido, en un 87%, a diferencia de una resina compuesta comúnmente encontrada en el mercado, que tuvo una disminución en un 36%. (Kachalia P, Frankenberger R., Rueggeberg F y cols., 2012).

El hecho de adquirir reducida viscosidad, o elevada fluidez, permite una alta capacidad de humectación de la superficie a restaurar, evitando la aparición de burbujas o espacios de aire tanto en la interface diente-restauración, como entre las capas de material obturador que constituyen la restauración. Esto podría ser considerado una gran ventaja por sobre las resinas compuestas de alta viscosidad, ya que sumado a una técnica incremental de restauración, se corre el riesgo de generar este tipo de falencias por parte del operador **(fotografías 1 y 3)**. Por otra parte, por esta misma condición, permite la disipación de fuerzas de tensión producidas antes de la polimerización del material, situación que no puede llevarse a cabo luego ocurrido éste proceso. (Chen, H. Manhart, J. Hickel y cols. 2001).

La gran fluidez que puede alcanzar este material permitiría una facilidad adquirida para la adaptación a la preparación cavitaria y sobretodo una capacidad importante de liberación de tensiones y estrés al fluir sobre el tejido dentario.

## **Conclusiones**

De acuerdo a los resultados obtenidos en este estudio y bajo las condiciones en que se llevo a cabo el mismo, es posible concluir que:

- No existen brechas marginales tanto en las restauraciones de Herculite Precis (Kerr) como de SonicFill (Kerr) observadas, por lo que ambos materiales se podrían comportar de igual manera debido su adaptación tanto en esmalte como en dentina.

## Sugerencias

Luego de realizado el presente trabajo y analizados y discutidos los resultados se sugiere:

1. Realizar un estudio *in vivo* de carácter prospectivo, para evaluar el comportamiento clínico a largo plazo de restauraciones con resina compuesta SonicFill (Kerr) efectuadas mediante la técnica descrita.
2. Realizar un estudio *in vitro* que evalúe la filtración marginal de restauraciones de resina compuesta SonicFill (Kerr) efectuadas mediante la técnica descrita.
3. Realizar un estudio *in vitro* que evalúe la dureza superficial de restauraciones de resina compuesta SonicFill (Kerr) efectuadas

mediante la técnica descrita, comparando la dureza en el fondo de la preparación cavitaria versus en la superficie.

4. Realizar un estudio *in vitro* que evalúe la resistencia mecánica de restauraciones de resina compuesta SonicFill (Kerr) efectuadas mediante la técnica descrita.

### **Referencias Bibliográficas**

Abbas G, Fleming GJ, Harrington E, Shortall AC, Burke FJ. (2003) Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite resin cured in bulk or in increments. J Dent; 31:437-44

Amaral CM, De Castro AK, Pimenta LA, Ambrosano GM. (2002). Influence of resin composite polymerization techniques on microleakage and microhardness. Quintessence Int; 33:685-9.

Arcos A., (2011). Análisis al microscopio electrónico de barrido de la magnitud de interface diente - restauración en resinas compuestas en base a dimetacrilatos y siloranos utilizando diferentes tipos de adhesivos (estudio *in vitro*). Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista, Universidad de Chile.

Astorga C, Bader M, Baeza R, Ehrmantraut M, Ribera C, Vergara J (2004). Texto de Biomateriales Odontológicos. 1ª Edición. Facultad de Odontología Universidad de Chile,.

Bagis B, Turkarslan S, Tezvergil-Mutluay A, Uctasli S, Vallittu PK, Lassila LV. (2008) J Adhes Dent. Dec;10(6):441-5. Effect of ultrasonic agitation on bond strength of self-etching adhesives to dentin.

Barrancos J. (2006) Operatoria dental. 4<sup>o</sup> Edición. Editorial Panamericana.

BauschJR, de Lange K, Davidson CL, Peters A, de Gee AJ. (1982). Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. J. prosth. Dent. 48:59-67.

Beakea B.D., LingJ.S.G., LeggettaG.J. (2000) Scanning force microscopy of bulk-filled uniaxially oriented poly (ethylene terephthalate) films. Polymer 41 2241–2248

Bowen RL (1956) Use of epoxy resins in restorative materials. J Dent Res. Jun; 35(3):360-9.

Bowen RL. (1963) Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. J Am Dent Assoc; 66:57–64.

Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL (2005) Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. Dent Mater. Oct; 21(10):962-70.

Bunocore M (1955a). A simple method of increasing the adhesions of acrylic filling materials to enamel surfaces. Journal Dent Res 34 849-53

Cekic-Nagas I, Ergun G. (2011). Effect of different light curing methods on mechanical and physical properties of resin-cements polymerized through ceramic discs. J Appl Oral Sci. Aug; 19 (4):403-12.

Chen, H. Manhart, J. Hickel, R. Kunzelmann, K. (2001) Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. Dent Mater; 17: 253-259.

Cortés M., (2008). Estudio comparativo in vitro, al microscopio electrónico de barrido, de la interface diente-restauración al utilizar un cemento de resina autoadhesivo y un cemento de resina con sistema adhesivo de grabado ácido

total. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista, Universidad de Chile.

Craig R., O'Brien W., Powers J. (1996). Materiales Dentales. 6° Edición. Editorial Mosby.

Cuevas S. (2011) Sonic activation: new paradigm for composite resins. Dent Today 30(8):100, 102-3.

Czasch P, Ilie N. (2012) In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. Clin Oral Investig. Mar 14.

Davidson CL, Davidson-Kaban SS. (1998). Handling of mechanical stresses in composite restorations. Dent Update. Sep; 25(7):274-9.

De la Macorra JC. (1999) La contracción de polimerización de los materiales restauradores a base de resinas compuestas. Odontol Cons; 2:24-35.

Dentsply (2010). SDR Surefil Technique Guide [http://www.surefil.sdrflow.com/sites/default/files/SureFil\\_Technique\\_Guide.pdf](http://www.surefil.sdrflow.com/sites/default/files/SureFil_Technique_Guide.pdf) (3/12/12)

DeWald JP. (1997) The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: a review of infection control considerations. Dent Mater. 13(2):74-81.

Echeverría S.; (2006). Estudio comparativo in vitro de la microfiltración marginal de restauraciones indirectas de resina compuesta cementadas con cemento de polimerización dual y con resina fluida. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista, Universidad de Chile.

Ernst CP, Meyer GR, Klöcker K, Willershausen B. (2004). Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation. Dental Materials; 20, 313–321.

Feilzer A, De Gee AJ, Davidson CL (1987). Shrinkage stress in relation to cavity configuration. Journal of dent res (11) 1636-1639.

Finger WJ, Tani C. (2005) Effect of application mode on bonding performance of self-etching adhesives. Am J Dent. Feb;18(1):41-4.

Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Hüsler J, Lussi A. (2012) Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dent Mater.* May; 28(5): 521-8.

Frankenberger R, Perdigao J, Rosa B T, Lopes M. (2001) No-bottle v/s Multi-bottle dentin adhesives - a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater*; 17: 373-380.

Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. (1979) Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *Journal of dent research* 58(4) 1364-70.

Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bambi C, Grandini R. (2006). A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contem Den Pract*; 7:79-88

Goldstein RE. (2002). *Sistemas adhesivos de los composites. Odontología estética vol I.* Barcelona: stm Editores;

Guzmán C., (2007). Estudio comparativo in vitro al microscopio electrónico de barrido del efecto sobre el esmalte dental de la técnica de grabado ácido convencional v/s tres sistemas adhesivos autograbantes. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista, Universidad de Chile.

Henostroza G. (2003) *Adhesión en odontología Restauradora* Editorial Maio 1º Edición

Hervás A. Martínez MA, Cabanes J, Barjau A, Fos P. (2006). Resinas compuestas. Revisión de los materiales e indicaciones clínicas. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*; 11: 215-20.

Ikemura K, Kadoma Y, Endo T (2011). A review of the developments of self-etching primers and adhesives —Effects of acidic adhesive monomers and polymerization initiators on bonding to ground, smear layer-covered teeth. *Dental Materials Journal*; 30(6): 769–789

Jackson RD. (2011) Placing posterior composites: increasing efficiency. *Dent Today*. 30(4):126, 128, 130-1.

Jackson RD. (2012) Efficient core buildups. Sonic-activated composite resin in endodontically treated teeth. Dent Today. 31(4):106, 108-9.

Kachalia P, Frankenberger R., Rueggeberg F., Luu C., Muñoz Viveros C. SonicFill: Portfolio of Scientific Research [www.sonicfill.eu/media/3808/SonicFill\\_Portfolio\\_of\\_Scientific\\_Research.pdf](http://www.sonicfill.eu/media/3808/SonicFill_Portfolio_of_Scientific_Research.pdf) (30/10/12)

Labella R. (1999).Polimerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives.Dent Mater 15:128 – 137.

Lanata EJ. (2003) Operatoria dental. Estética y adhesión. Buenos Aires: Ed Grupo Guía; 1º Edición

Lazarchik DA, Hammond BD, Sikes CL, Looney SW, Rueggeberg FA. (2007) Hardness comparison of bulk-filled/transooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. J Prosthet Dent. Aug; 98(2):129-40

Lee J, Jang KT, Kim JW, Lee SH, Hahn SH, Kim CC. (2003) Effect of ultrasonic vibration on dentin bond strength and resin infiltration. Am J Dent. Dec;16(6):404-8.

Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A Jr, Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV. (2007). Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. J Am Dent Assoc.; 138(12):1599-603.

LeGeros RZ. (1991) Calcium phosphates in oral biology and medicine.Oral Sciences 15: 109-111.

Lowe R, Herculite Precis: en donde el legado histórico y la tecnología se encuentran [http://intl.kerrdental.com/cms-filesystem-action?file=/kerrdental-pdf/herculite\\_ss\\_spanish\\_web.pdf](http://intl.kerrdental.com/cms-filesystem-action?file=/kerrdental-pdf/herculite_ss_spanish_web.pdf) (7/11/12)

Lutz F (1991) Quality and durability of marginal adaptation in border composite restorations. Dental Materials; 7 107-13

Lutz F, Phillips RW. (1983) A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent. Oct; 50(4):480-8.

Marmentini N., (2009). Observación morfológica al microscopio electrónico de barrido, del efecto de un sistema adhesivo autograbante y un sistema adhesivo con grabado ácido sobre esmalte sano. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista, Universidad de Chile.

Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. (1997) The dentin substrate structure and properties related to bonding. J Dent; 25: 441-458.

Moncada G., Urzúa I. (2008). Cariología Clínica: Bases preventivas y restauradoras. 1ª edición,.

Monsalves B., Astorga M., Bader M. (2011). Evaluación del Grado de Adhesión a la Dentina de Dos Tipos de Adhesivos de Uso Clínico Actual. Revista Dental de Chile; 102 (1) 4-12

Moorthy A, Hogg CH, Dowling AH, Grufferty BF, Benetti AR, Fleming GJ (2012) Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. J Dent. Jun; 40(6):500-5.

Muñoz R, (2004). Estudio comparativo de la profundidad de polimerización e resinas compuestas fotopolimerizadas con lámpara LED y lámpara halógena convencional., Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista, Universidad de Chile.

Nakabayashi, Kojima K, Masuhara E. (1982). The Promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. Journal of Biomedical Materials research. 16 265-73

Nakabayashi, Nakamura M, Yasuda N. (1991). Hybrid Layer as a bonding mechanism. J Esthet Dent 3: 133-38

Nocchi E.(2008) Odontología restauradora salud y estética. Editorial Medica Panamericana; 3º Edición.

Ojeda J. (1997) Métodos de microscopía electrónica de barrido en Biología. Editorial Universidad de Cantabria. 1º Edición.

Oliveira KM, Consani S, Gonçalves LS, Brandt WC, Ccahuana-Vásquez RA. (2012). Photoelastic evaluation of the effect of composite formulation on polymerization shrinkage stress. *Braz Oral Res.* May-Jun;26(3):202-8.

Olmez A, Oztas N, Bodur H. (2004). The effect of flowable resin composite on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *Oper Dent*; 29: 713-9.

Ortega R., (2005). Estudio comparativo in vitro de la resistencia al desgaste de 3 Resinas Compuestas de nanotecnología y 3 Resinas Compuestas convencionales". Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista, Universidad de Chile.

Pashley D, Tay F. (2001). Agressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: Etching effects on underground enamel. *Dental Materials* 17 (5) 430-44.

Pearson J, Bouschlicher MR., (2001). Polymerization contraction force of packable composites. *Gen Dent.* 49(6):643-7.

Phillips (2004). *Ciencia de los materiales dentales*, 11<sup>o</sup> edición,

Pilo R, Oelgiesser D, Cardash HS.(1999) A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *J Dent.*; 27:235-41

Pontificia Universidad Católica de Chile, Departamento de Física. Laboratorio de Microscopía Electrónica de Barrido SEM, <http://servicios.fis.puc.cl/sem/microscopio.html> (6/10/12)

Poskus LT, Placido E, Cardoso PE. (2004) Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dent Mater*; 20: 726-32.

Price R, Doyle G, Murphy D. (2000). Effects of composite resin thickness on the shear bond strength to dentin. *J Can Dent Assoc* 66:35-9.

Price R, Murphy DG, Dérand T. (2000) Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quintessence Int*;31:659-67..

Rocca GT, Krejci I. (2007) Bonded indirect restorations for posterior teeth: the luting appointment. *Quintessence Int.* Jul-Aug; 38(7):543-53.

Rodriguez D., Pereira N. (2008) Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. *Acta Odontológica Venezolana* 46(3) 1-18

Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettemburg DJ. (2000) Polymerization depths of contemporary light curing units using microhardness. *J Esth Dent* 12 340-9

Sabbagh S., Sonic Fill: Material Safety Data Sheet, [www.sonicfill.eu/media/1078/sabbagh\\_sp.pdf](http://www.sonicfill.eu/media/1078/sabbagh_sp.pdf) (8/10/12)

Salerno M, Derchi G, Thorat S, Ceseracciu L, Ruffilli R, Barone AC. (2011) *Dent Mater.* Dec 27(12):1221-8. Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration.

Sandoval F., (2005). 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 optar al título de Cirujano Dentista, Universidad de Chile.

Segovia D., (2010). Análisis morfoestructural al microscopio electrónico de barrido, del efecto generado sobre dentina sana, luego de utilizar tres estrategias diferentes de adhesión. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista, Universidad de Chile.

Senawongse P, Pongprueksa P. (2007) Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *J Esthet Restor Dent*; 19: 265-275.

Shinoda Y, Nakajima M, Hosaka K, Otsuki M, Foxton RM, Tagami J. (2011) Effect of smear layer characteristics on dentin bonding durability of HEMA-free and HEMA-containing one-step self-etch adhesives. *Dental Materials Journal* ; 30(4): 501–510.

Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O. (1975). Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res*;9:373-87

Spencer P , Ye Q, Park J, Topp EM, Misra A, Marangos O, Wang Y, Bohaty BS y cols. (2010) Adhesive/Dentin Interface: The Weak Link in the Composite Restoration. *Ann Biomed Eng.*; 38(6): 1989–2003.

Spencer P, Wang Y, Katz JL, Misra A. (2005). Physicochemical interactions at the dentin/adhesive interface using FTIR chemical imaging. *J Biomed Optics*;10: 031104.

Stavridakis MM, Kakaboura AI, Ardu S, Krejci I. (2007). Marginal and internal adaptation of bulk-filled Class I and Cuspal coverage direct resin composite restorations. *Oper Dent.* Sep-Oct; 32(5):515-23.

Steenbecker O. (2006) Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética adhesiva. Ediciones Universidad de Valparaíso, 1º Edición,

Sturdevant Clifford M. (1996). *Operatoria dental. Arte y Ciencia.* 3º Edicion

Swift E., Perdigao J., Heymann H. (1995) Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art, 1995. *Quintessence International* 26 (2): 95-110..

Swift Ej Jr., (2002). Dentin/Enamel adhesives: review of the literature. *Pediatric Dentistry.* 24(5): 451-6.

Tjan AH., Bergh BH, Lidner C. (1992) Effect of various incremental techniques on the marginal adaptation of class II composite resin restorations. *J prosth dent* 67(1) 62-6

Toledano Pérez M., (2003). *Arte y ciencia de los materiales odontológicos.* Ediciones Avances Médico-Dentales,

Van Meerbeek, Vargas S, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, y cols. (2001) Adhesives and cements to promote preservation dentistry, *Operative Dentistry Supplement*, 6: 119-144.

Weaver WS, Blank LW, Pelleu GB.(1988) A visiblelight-activated resin cured through tooth structure. *Gen Dent*; 36: 236-7.