



UNIVERSIDAD FINIS TERRAE  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
ESCUELA DE ODONTOLOGÍA

**ANÁLISIS COMPARATIVO IN VITRO DEL AJUSTE,  
PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACIÓN Y SELLADO MARGINAL  
ENTRE UNA RESINA COMPUESTA CONVENCIONAL  
MODIFICADA CON ULTRASONIDO (MIRIS®) Y UNA RESINA  
REO LÓGICAMENTE MODIFICADA CON ULTRASONIDO  
(SONICFILL™)**

MARÍA JOSÉ MASAFIERRO VILLALOBOS  
DANIELA DENISSE ORTIZ CANCINO

Memoria presentada a la Escuela de Odontología de la Universidad Finis  
Terrae, para optar al título de Cirujano Dentista.

Profesor Guía: Dr. Marcelo Bader Mattar

Santiago, Chile

2013

## AGRADECIMIENTOS

*En primer lugar le agradezco a Dios por estar presente en cada momento de mi vida, por ser mi fortaleza en los momentos de debilidad y por brindarme esta experiencia llena de aprendizajes.*

*A mi familia, en especial a mis padres y hermanos, por ser un pilar fundamental en mi formación personal, por su apoyo incondicional y por entregarme las herramientas necesarias para lograr mis objetivos. A mi madre por enseñarme que el verdadero secreto está en confiar en sí mismo y que así todo se puede lograr, a mi padre por ser un ejemplo de constancia y perseverancia.*

*A Christian Lozano por ser parte importante de mi vida, y un pilar fundamental en los momentos difíciles. Gracias por su compañía, ánimo y apoyo en todo momento.*

*Al Doctor Marcelo Bader por su excelente disposición, tiempo, paciencia y dedicación durante el desarrollo de esta tesis. Gracias por guiarme en mi formación profesional.*

*A mis docentes, aquellos que marcaron cada etapa, que me entregaron sus conocimientos y competencia necesarias para desarrollarme integralmente como estudiante y futura profesional.*

*María José Masafierro Villalobos*

## **AGRADECIMIENTOS**

*En primer lugar, agradecer a Dios por acompañarme y guiarme en cada minuto de mi vida y en la toma de mis decisiones. Por ser un pilar fundamental y mi fortaleza en momentos de debilidad.*

*Gracias a mis padres Erika Cancino y Leonardo Ortiz, por el apoyo incondicional durante toda mi carrera, por su cariño, comprensión y principalmente por creer en mí y confiar en mis capacidades para lograr mis objetivos. Gracias a su esfuerzo y ejemplo de vida he podido llegar donde me encuentro hoy, cumpliendo cada una de mis metas.*

*Agradecer a toda mi familia, mis hermanos, abuelos y tíos por acompañarme en este proceso y por sus palabras de aliento en momentos difíciles.*

*Agradecer al Dr. Marcelo Bader por su buena disposición, paciencia, buen humor y dedicación con la que me guio en esta última etapa antes de finalizar este periodo en mi vida.*

*Daniela Ortiz Cancino*

## RESUMEN

Se realizó un estudio experimental de tipo descriptivo y comparativo “in vitro”, con el objetivo de comprobar si al modificar una resina compuesta convencional (Miris®) con ultrasonido podemos lograr los mismos resultados que con SonicFill™. Para esto se evaluaron 3 variables: ajuste, sellado marginal y profundidad de polimerización.

Se utilizaron 25 molares sanos extraídos recientemente con indicación de extracción o con enfermedad periodontal. A cada pieza dentaria se le realizó en su cara mesial y distal una preparación biológica de aproximadamente 3mm de ancho vestíbulo palatino, 4mm de altura y 3 mm de profundidad, manteniendo su pared cervical sobre el límite amelocementario. Se confeccionaron las restauraciones utilizando resina compuesta fluidificada Miris® en las preparaciones mesiales de cada molar y SonicFill™ en las preparaciones distales. Luego los dientes se separaron en 2 grupos.

Grupo 1: 20 dientes fueron sometidos a un régimen de termociclado de 100 ciclos entre 4°C y 60°C, en presencia de un agente marcador. Luego se realizaron cortes en sentido longitudinal de la muestra con discos diamantados, abarcando las dos restauraciones realizadas y se observó en el microscopio óptico para establecer el grado de penetración del agente marcador a través de la interface y así determinar el grado de sellado marginal logrado.

Grupo 2: 5 dientes fueron cortados en sentido sagital con un disco diamantado, obteniéndose 10 muestras en total, 2 por cada diente con las diferentes restauraciones, las que fueron preparadas para ser observadas al MEB y evaluar el ajuste.

La última variable, profundidad de polimerización, fue evaluada con 40 cilindros de 4mm de ancho x 5mm de alto, 20 de la resina Miris® y los otros 20 de SonicFill™, los cuales fueron fotoactivados durante 60 segundos, eliminando luego la resina que no logró polimerizar determinando así la profundidad de polimerización.

De acuerdo a los resultados obtenidos, se concluyó que la resina compuesta convencional Miris® modificada con ultrasonido, no logró un buen ajuste y sellado, ya que se obtuvo un alto porcentaje de infiltración y se observaron brechas entre el borde de la restauración y diente producto que no pudo ser eficientemente fotoactivada en la pared cervical.

## ÍNDICE

Introducción.....	1
Marco Teórico.....	3
Hipótesis.....	27
Objetivo General.....	27
Objetivos Específicos.....	27
Materiales y Métodos.....	28
Resultados.....	34
Discusión.....	48
Conclusión.....	52
Sugerencias.....	53
Bibliografía.....	54
Anexos.....	61

## INTRODUCCIÓN

Con el correr de los años, el ser humano, se ha encargado de ir perfeccionando cada día sus ideas, inventos, creaciones, etc. El área de la odontología no es la excepción, desarrollándose con el tiempo diferentes materiales que buscan alcanzar las propiedades del diente tanto en forma, función y estética, cualidades ausentes cuando una pieza dentaria sufre la pérdida de tejido.

Muchas son las razones por las cuales puede ocurrir esta pérdida, siendo la caries dental la enfermedad crónica de mayor frecuencia tanto en la población chilena como mundial.

Durante años las amalgamas, las resinas compuestas, y los ionómeros vítreos han sido los materiales plásticos más utilizados en restauraciones directas, siendo las resinas compuestas las que hoy en día más se utilizan, tanto por sus cualidades estéticas como por su cómoda aplicación sobre las preparaciones dentarias.

Sin embargo, debido a su falta de adhesión a las estructuras dentarias y a la contracción que sufren al endurecer en la preparación cavitaria, se han generado una serie de procedimientos para tratar de compensar dicha falencia, como por ejemplo el uso de los sistemas adhesivos y la técnica incremental de restauración. Estos son procesos bastantes complejos y que requieren de un tiempo preciso para su ejecución.

Es debido a esto, que actualmente se ha trabajado en descubrir materiales que no posean este inconveniente, desarrollándose así un nuevo sistema llamado Sonic Fill™ (Ker, USA), el cual no requiere de técnica incremental, utilizando un incremento único de hasta 5mm con energía sónica, disminuyendo de forma considerable el tiempo clínico en todas aquellas restauraciones posteriores.

Sin embargo, los altos costos de este material hacen que sea un material inalcanzable para muchos odontólogos.

Es por esto que nace la interrogante de si es posible modificar a través de ultrasonido una resina compuesta convencional y utilizarla en un incremento, logrando los mismos resultados que SonicFill™, tanto en ajuste, resistencia mecánica y profundidad de polimerización.

En base a esto, el presente estudio descriptivo – comparativo, busca por una parte analizar al microscopio electrónica de barrido la interface que se genera entre este material y las estructuras dentarias luego del procedimiento restaurador contrastando dichas imágenes con la interface obtenida con la resina convencional modificada con ultrasonido.

Por otra parte se busca evaluar el porcentaje de filtración marginal a través de un tratamiento de termociclado en solución acuosa de azul de metileno al 1% en ambas obturaciones.

Y finalmente se busca analizar la profundidad de polimerización que alcanzan ambas restauraciones al utilizarlas en un incremento.

Por lo tanto, al obtener con una resina convencional modificada con ultrasonido resultados similares a las de SonicFill™, lograríamos un cambio significativo en los procedimientos restaurativos.



## MARCO TEÓRICO

A nivel mundial, el cuidado bucal es reconocido como una de las prioridades de salud, tanto por la prevalencia y severidad de las enfermedades bucales como por la mayor percepción de la población frente a estas patologías que afectan su salud general y su calidad de vida<sup>1</sup>.

Nuestro país no está ajeno a esta realidad, siendo las enfermedades bucales las más comunes de las enfermedades crónicas, por lo que son consideradas como un problema de salud pública. Las patologías bucales de mayor prevalencia en Chile son: Caries Dental, Enfermedades Periodontales y Anomalías Dento Maxilares<sup>2</sup>, afectando de forma directa las estructuras dentarias, es por esto la importancia de que los tratamientos preventivos y restauradores deben obtener como resultado el restablecimiento de la forma, la función y la estética, así como el de la integridad fisiológica del diente en relación armónica con la estructura dental remanente, los tejidos blandos y el sistema estomatognático<sup>3</sup>.

Para lograr la rehabilitación de las piezas dentarias afectadas con las patologías antes mencionadas, se cuenta con numerosos biomateriales<sup>4</sup>, dentro de los cuales encontramos como materiales de restauración directa las amalgamas, los ionómeros vítreos y las resinas compuestas<sup>5</sup>. Estas últimas corresponden a uno de los materiales restauradores de mayor uso en Chile<sup>6</sup>, debido principalmente a sus cualidades estéticas y su cómoda manipulación sobre las preparaciones cavitarias<sup>5</sup>.

### **Resinas Compuestas**

El término resina compuesta generalmente se refiere a un sistema polimérico reforzado que se utiliza para restaurar tejidos duros a nivel dentario como lo es el esmalte y la dentina<sup>7, 8</sup>.

Las resinas compuestas se introdujeron en el campo de la odontología restauradora para minimizar los inconvenientes de las resinas acrílicas aparecidas en la década de 1940<sup>9</sup>. Estas resinas acrílicas eran materiales de origen orgánico y presentaban una alta variación dimensional térmica, malas propiedades de resistencia mecánica, gran contracción de polimerización y mala estabilidad de color, por lo cual su uso clínico se encontraba limitado por estas propiedades negativas<sup>6</sup>.

En 1962, R. L. Bowen desarrolló el monómero Bis-GMA en un intento de mejorar las propiedades físicas de las resinas acrílicas<sup>10</sup>. Para ello, hizo reaccionar una molécula epóxica con el metacrilato de la resina acrílica dando origen a la “molécula de Bowen” que es la parte orgánica de la resina compuesta. A esta matriz se le agregó un relleno inorgánico el que está unido a través de un agente de unión (silano) a la matriz orgánica, con el objetivo de mejorar las propiedades físicas y mecánicas de este material<sup>11</sup>.

De este modo, los composites dentales están compuestos por tres materiales: una fase orgánica; la fase inorgánica o fase dispersa y un órgano-silano o agente de unión, cuya molécula posee grupos silánicos en un extremo (unión iónica con SiO<sub>2</sub>), y grupos metacrilatos en el otro extremo (unión covalente con la resina)<sup>9</sup>.

Fase orgánica: La mayor parte de los materiales compuestos usan monómeros que son diacrilatos aromáticos o alifáticos como el Bis-GMA, el dimetacrilato de uretano y el dimetacrilato de trietilenglicol, que son los dimetacrilatos más comúnmente usados en las resinas compuestas para controlar su consistencia y disminuir su viscosidad. Esta fase orgánica es la que permite el endurecimiento en estos materiales, siendo también la responsable del fenómeno de contracción anexo a su proceso de polimerización<sup>5, 12</sup>.

Fase dispersa: está integrada por un material de relleno inorgánico, del que dependen fundamentalmente las propiedades físicas y mecánicas del composite. La naturaleza del relleno, su modo de obtención y su cantidad determinarán en gran medida las propiedades mecánicas del material restaurador. Las partículas

de relleno son incorporadas a la fase orgánica para mejorar las propiedades físico-mecánicas, de ahí que la importancia del mayor porcentaje de relleno posible como objetivo fundamental. Gracias al relleno se consigue reducir el coeficiente de expansión térmica, disminuir la contracción final de la polimerización, proporcionar radioopacidad, mejorar la manipulación e incrementar la estética. La mayoría de los composites contienen rellenos de cuarzo, sílice pirolítica coloidal, cristales de silicio con bario y estroncio, zinc o yterbio, silicato de aluminio y litio e hidroxiapatita sintética <sup>5,13</sup>.

Agentes de acoplamiento: es importante que la fase orgánica se enlace con la inorgánica. Esto permite que la matriz del polímero que es más flexible transfiera las tensiones a las partículas de relleno que son más rígidas. El enlace entre las dos fases del compuesto es proporcionado por este agente de acoplamiento. Debe existir una unión estable entre ambas fases de la resina, para que ésta tenga resistencia y durabilidad. Para esto, los fabricantes tratan la superficie de los rellenos con un compuesto silícico orgánico (silano), el cual posee grupos (generalmente epoxi) que reaccionan con el relleno inorgánico y grupos vinilo que reaccionan con la matriz orgánica. El vinil-silano fue uno de los primeros agentes de acople utilizados, pero al ser muy poco reactivos se lo reemplazó por el gama-metacriloxipropiltrimetoxi-silano, que proporciona una resina compuesta más resistente e inalterable por el agua <sup>5</sup>.

### **Clasificación de las resinas compuestas**

A lo largo de los años las resinas compuestas se han clasificado de distintas formas con el fin de facilitar al clínico su identificación y posterior uso terapéutico. Una clasificación aún válida es la propuesta por Lutz y Phillips. Esta clasificación divide las resinas compuestas basándose en el tamaño y distribución de las partículas de relleno.

I.- Resinas compuestas de Macrorrelleno o convencionales: Estas corresponden a la primera generación de resinas compuestas, llamada también de macropartículas o convencionales. Se caracterizaban por la presencia de grandes partículas inorgánicas preparadas por trituración con tamaños que iban de 1 a 100 micrómetros.

Las partículas presentaban formas poliédricas irregulares, aunque luego se intentó redondear los ángulos de ellas para evitar principalmente las grietas y cortes en la superficie de la restauración y así mejorar la unión de la partícula con el agente silánico, con ello se redujo el tamaño de las partículas a un rango entre 1 y 35 micrómetros<sup>11</sup>.

La alta carga inorgánica con partículas tan grandes permitió una reducción significativa de la contracción de polimerización y aumentó la resistencia físicomecánica, de las resinas compuestas. Sin embargo, su textura superficial resultaba ser una superficie muy irregular que permitía el depósito de placa bacteriana, aumentando las probabilidades de caries recidivante y pigmentación, afectando la estética. Por otro lado, estos composites tenían baja resistencia al desgaste debido a que las partículas de relleno presentaban una alta dureza superficial, en comparación a la dureza de la matriz orgánica, la que se desgastaba rápidamente y provocaba la pérdida de las partículas de relleno, por pérdida de sustentación<sup>5</sup>.

Debido a estas características, estos materiales no tuvieron el éxito esperado, ya que por sus problemas estéticos importantes no tenían un buen resultado a largo plazo. Al ver estos problemas se desarrollaron materiales con tamaños de partículas más finas<sup>11</sup>.

II.- Resinas Compuestas de Microrrelleno: Se desarrollaron debido a la dificultad de pulido que presentaban las anteriores. Estas contienen relleno de sílice coloidal con un tamaño de partícula entre 0.01 y 0.05  $\mu\text{m}$ , con un promedio de partícula de 0.04  $\mu\text{m}$  con lo que se consiguió una excelente

terminación superficial que mejora en forma considerable la apariencia estética. Sin embargo, debido a que las partículas no podían agregarse en gran porcentaje, sus propiedades mecánicas eran inferiores a las de las resinas compuestas de macrorelleno<sup>13, 14</sup>. Clínicamente estas resinas se comportan mejor en la región anterior, donde la tensión masticatoria es relativamente menor; proporcionan un alto pulido y brillo superficial, confiriendo alta estética a la restauración<sup>15</sup>. Además presentaban un mayor coeficiente de variación dimensional térmica<sup>4</sup>.

III.- Resinas Compuestas Híbridas: Este sistema contiene a diferencia de los grupos antes mencionados, dos tipos de rellenos, macropartículas optimizadas y micropartículas, cuyos tamaños van desde los 0.04 las de microrelleno a un rango de 1 a 15 micrones las de macrorelleno.

Lo que se intentó obtener con esta mezcla de rellenos inorgánicos eran las características mecánicas de los macrorelleno y las ópticas de los microrelleno. Esto dió como resultado un composite con mejor resistencia al desgaste, con coeficiente de expansión similar a los de macrorelleno, buenas propiedades físicas pero con un pulido intermedio entre los de macro y microrelleno<sup>11</sup>.

La indicación clínica está dada en una zona de mayor stress oclusal, ya que por su alta densidad inorgánica poseen mejor resistencia a la fractura y disminuye el índice de deformación<sup>11</sup>.

IV.- Resinas Compuestas Microhíbridas: Fueron desarrolladas con el fin de lograr una optimización de las resinas compuestas híbridas, en cuanto a sus características de pulido, resistencia al desgaste y mejor comportamiento mecánico. Incluyen dentro de su composición los dos tipos de partículas de las resinas compuestas híbridas, pero con un tamaño máximo que no supera los 3 micrones, con un promedio inferior al micrón, que varía entre los 0.4 y los 0.9 micrones, dependiendo del fabricante. Esto le confiere la capacidad de agregar un mayor porcentaje de relleno y en consecuencia

una menor cantidad de matriz orgánica, lo que les otorga una menor contracción de polimerización y un menor coeficiente de expansión térmica y de retención de agua.

Debido a su buena capacidad de pulido tienen mejor comportamiento estético, estabilidad del color y buena resistencia al desgaste y fractura <sup>16,17</sup>.

V.- Resinas Compuestas de Nanorrelleno: Son las de más reciente aparición, llegando al mercado a fines del 2002. Compuesto por partículas esféricas de 5 a 100 nanómetros (un nanómetro es la milésima parte de un micrómetro). Las primeras experiencias indicarían que son útiles para restauraciones anteriores y posteriores, fáciles de tallar sin que se deformen, con buena variedad de colores, pulido de larga duración de la resina compuesta, manteniendo las propiedades de resistencia mecánica. La disminución del tamaño de las partículas, permite agregarlas en mayor cantidad, con lo cual disminuye el porcentaje de matriz orgánica y por lo tanto, la contracción de polimerización <sup>4,18</sup>.

VI.- Resinas Compuestas Nanohíbridas: derivadas de las anteriores, corresponden a composites que combinan nanopartículas con partículas más grandes, como las micrométricas, con un tamaño promedio de 0,7 µm. Las partículas que son combinadas al nanorrelleno, actúan como soporte o andamiaje, brindan mayor consistencia, y mejoran las propiedades ópticas del material. Las diferentes formas de otorgar el soporte a las nanopartículas es lo que distingue los diversos productos en el mercado. Esta combinación de partículas nanométricas y elementos de mayor tamaño, dan origen a los composites nanohíbridos, que corresponden a la gran mayoría de los materiales utilizados en la actualidad <sup>19</sup>.

El endurecimiento de estos composites se produce mediante un proceso de polimerización, donde los monómeros son transformados a polímeros. Inicialmente, este proceso se realizaba gracias a la acción de un iniciador químico

que generaba radicales libres de alta energía, capaces de descomponer los dobles enlaces que poseen los monómeros, desencadenando así la unión entre ellos. A su vez este iniciador necesitaba de la acción de un activador para poder generar los radicales libres, el cual en un primer momento fue de naturaleza química. Dados los pobres resultados clínicos que este sistema demostró en cuanto a estabilidad del color, fue sustituido por un activador de tipo físico, que corresponde a un haz de luz con una longitud de onda que oscila entre 420 y 480 nanómetros y que es el sistema de activación que se utiliza en las resinas compuestas actuales <sup>4,6,20</sup>.

En cuanto al proceso de polimerización hay que tener presente, al momento de realizar la restauración, que se producen dos fenómenos de importancia. El primero es la generación de calor la cual no afecta mayormente a la pieza dental ya que la exotermia es de baja magnitud por ser pequeño el incremento de material que se polimeriza y porque el complejo pulpodentinario debiera estar protegido en caso de tratarse de una preparación profunda<sup>6</sup>.

El segundo, considerado como uno de los problemas más significativos de las resinas compuestas, es el cambio volumétrico que sufren al endurecer, que corresponde a la “contracción de polimerización”. Ésta es descrita por Baush como “la consecuencia del reordenamiento molecular en un espacio menor al requerido en la fase líquida inicial”<sup>21</sup>.

Esto es el resultado del acortamiento de la distancia entre las moléculas, ya que las moléculas de monómero están unidas inicialmente por fuerzas de Van der Waals, mientras que en el polímero final las unidades de monómero estarán unidas a través de enlaces covalentes que para generarse requieren de una distancia mucho menor, disminuyendo así el volumen total de la masa <sup>20, 22, 24</sup>.

Previo a que ocurra la reacción de polimerización, las moléculas de la matriz se encuentran alejadas unas con otras por una distancia promedio de 4 nm (distancia de los enlaces secundarios) y al polimerizar esta distancia disminuye a 1,5 nm (distancia de los enlaces covalentes), lo que conlleva a una contracción

volumétrica del material<sup>24</sup>. Esta situación es causante del principal problema de este material: un sellado marginal imperfecto entre diente y restauración.

Esta reducción, puede llegar a ser del 2 al 4 % del volumen total de la masa a polimerizar, lo que podría llegar a generar una brecha marginal diente restauración lo suficientemente importante como para hacer peligrar el éxito de la restauración y la integridad de la pieza dentaria <sup>22</sup>.

La diferencia en el grado de contracción de polimerización dependerá de varios factores, tales como el tamaño y cantidad de relleno inorgánico, así como la composición de los monómeros (peso molecular) y el grado de conversión de la matriz orgánica de la resina al polimerizar <sup>23, 24</sup>. El porcentaje de contracción volumétrica aumentará, cuanto más bajo sea el peso molecular promedio de monómeros. A su vez, al aumentar la cantidad de relleno inorgánico, el volumen de monómeros será menor, disminuyendo también la contracción de polimerización. A mayor grado de conversión de monómeros a polímeros, mayor cantidad de enlaces covalentes se producen, los que disminuyen la distancia entre las moléculas y por consiguiente se genera mayor contracción de polimerización <sup>25</sup>.

Al finalizar la reacción de polimerización y debido a la adhesión formada entre la resina y la superficie dentaria, se generan fuerzas internas en la estructura del material que se transformarán en tensión o stress que podría afectar la integridad marginal en la interfaz de unión entre el diente y la restauración. Esta pérdida de adhesión, en estadios tempranos, puede generar sensibilidad post-operatoria, y, al ser sometida a la función masticatoria, se pueden producir fracturas marginales de la restauración y flexión de la estructura dentaria con la consiguiente fractura del remanente dentario <sup>26, 27</sup>, mientras que a largo plazo puede generar tinción marginal de la restauración y desadaptación marginal. Todo esto se traducirá clínicamente en un inadecuado sellado marginal de la restauración generando microfiltración marginal, llevando al fracaso de la restauración <sup>28</sup>.



Cabe señalar que la contracción de polimerización continúa una vez retirada la fuente lumínica, alcanzando su máximo a la hora, ocurriendo el 75% de ella en los primeros 10 minutos<sup>22</sup>.

Varios factores influyen en las tensiones generadas por la contracción de polimerización, entre las cuales se pueden mencionar:

- Módulo de elasticidad de la Resina Compuesta
- Propiedades visco elásticas de los materiales<sup>29</sup>
- Factor C<sup>22</sup>

Módulo de elasticidad: Se relaciona con “cuánto puede deformarse o estirarse” la resina compuesta. El material será más rígido mientras posea un mayor módulo de elasticidad, lo cual se relaciona directamente con la mayor cantidad de relleno inorgánico<sup>30, 31</sup>.

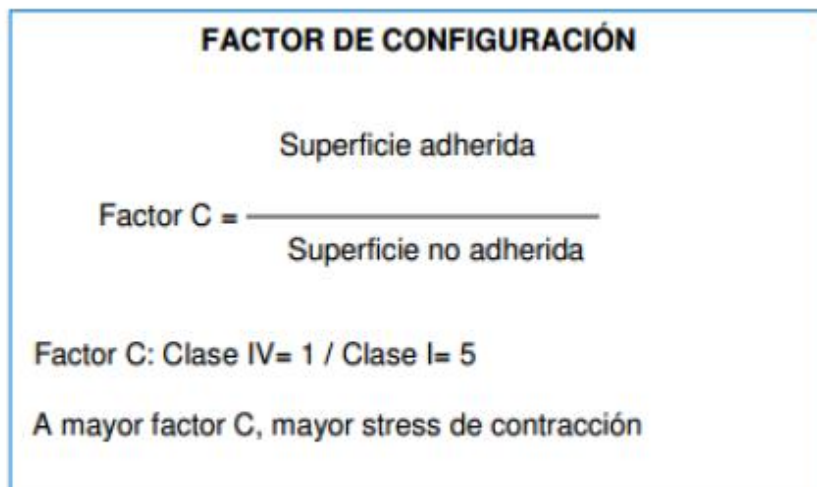
Para poder explicar cómo funciona el módulo de elasticidad de las resinas compuestas, se utiliza la Ley de Hooke que señala que  $T = e \times E$  donde “T” es tensión generada, “e” es el esfuerzo y “E” el módulo de elasticidad.

Con esta fórmula podemos deducir, que entre mayor esfuerzo (contracción) y mayor módulo elástico, más tensión se generará en la interface. Por lo tanto, dos resinas que tienen la misma contracción pero diferente módulo de elasticidad (capacidad de deformarse para liberar las tensiones), van a ejercer distintas tensiones en la interfaz adhesiva. Es por esto que, a una contracción dada, el material más rígido, causará un mayor stress y por lo mismo requiere de un procedimiento clínico más cuidadoso en control del stress, al momento de construir la restauración<sup>22, 32</sup>.

Propiedades visco-elásticas: En el momento en que se inicia la polimerización se comienza a producir la contracción.

Sin embargo en la fase pre gel, la reducción volumétrica puede compensarse por la posibilidad que tienen los monómeros de fluir desde las superficies libres hacia las superficies adheridas, liberando las tensiones generadas. En el punto gel de la reacción, esta compensación de la contracción no es posible, por lo que el stress comienza a producirse en la interface. En la fase post gel, el material sigue polimerizando pero se produce una disminución en los niveles de contracción y en la capacidad de fluir del material por lo que aumenta su rigidez, provocando un aumento en la generación del estrés, logrando eventualmente que las tensiones sean transmitidas a la interface diente-restauración, lo que podría llevar al fracaso clínico de la restauración <sup>21,22</sup>, si la adhesión generada no resiste esta tensión.

Factor de configuración cavitaria (factor C): Según Feilzer y cols., el factor C es definido como “la relación proporcional que existe entre las superficies adheridas y las no adheridas cuando el material restaurador es colocado en la preparación cavitaria”<sup>33</sup>.



**Fig.1**

En cuanto a las superficies adheridas, mientras menos sea el número de estas, menor serán los problemas para compensar los efectos generados por el stress de la contracción, ya que esto permitiría la disipación de las tensiones hacia las superficies libres (a través de la capacidad que tienen las resinas compuestas de fluir). Un ejemplo de esto es el caso de una restauración clase IV, a diferencia de una restauración clase I, donde eventualmente habría mayor número de superficies adheridas que superficies libres<sup>33, 34</sup>.

Algunas consecuencias de la contracción de polimerización son:

- Formación de brechas marginales
- Micro filtración a través de una interface diente restauración producida por fallas en la adhesión
- Pigmentación de la interface debido a la entrada de sustancias y bacterias
- Sensibilidad post operatoria por posible microfiltración o problemas de la técnica de aplicación del adhesivo o de la resina compuesta
- Fragilidad de la estructura dental
- Micro fracturas producidas por un buen adhesivo que resiste las tensiones
- Recidiva de caries y pérdida de la vitalidad pulpar puede aparecer a largo plazo dependiendo del tamaño de la cavidad

A pesar de que la contracción de polimerización no se puede evitar, existen medidas no solo para compensar este efecto, sino también para mejorar la falta de adhesión y disminuir el coeficiente de expansión térmica<sup>35</sup>.

Dentro de estas medidas encontramos:

- Acondicionamiento Dentario
- Técnica de Fotoactivación
- Técnica Restauradora

### **Acondicionamiento dentario**

Debido a la falta de adhesión de las resinas compuestas, es necesario recurrir a procedimientos adhesivos que busquen aumentar la retención a la estructura dentaria. Dentro de esto se encuentra el acondicionamiento dentario con la técnica del grabado ácido que busca facilitar la adhesión de la resina compuesta al esmalte. Esta técnica fue introducida por Buonocore en 1955, la cual pretendía, “volver a la superficie dentaria más receptiva para la adhesión”<sup>36</sup>. Tras diversos estudios, logró desarrollar una técnica en que al esmalte dentario se le aplicaba un ácido fosfórico al 85% durante 30 segundos, el cual producía una disolución irregular de su superficie, siguiendo las zonas de menor mineralización de los prismas del esmalte, la que después se lavaba y secaba dejando un área micro porosa que permitía una fuerte adhesión micro mecánica de la resina acrílica al diente. Esta es conocida actualmente como la “Técnica de Grabado Ácido del Esmalte”, la cual además de dar una buena unión microscópica, permite disminuir la cantidad de tejido sano a remover en comparación con la confección de cavidades macroscópicamente retentivas<sup>6, 32, 37</sup>.

#### ➔ Adhesión a Esmalte:

El esmalte humano es un tejido hipermineralizado que está constituido por 96% de sales inorgánicas, 2% de sustancia orgánica y 2% de agua, estando la fracción inorgánica representada en su mayoría por cristales de hidroxiapatita y otros componentes. Los prismas del esmalte son las unidades estructurales que lo conforman, que se extienden del límite amelodentinario hasta la superficie externa. El espesor del esmalte varía desde 2 a 2,5mm a nivel de las cúspides de los

molares o borde incisal de las piezas dentarias anteriores, hasta llegar a cero en la región cervical del diente<sup>38</sup>.

En 1967, de acuerdo a las investigaciones de Gwinnett, se descubrió que el grabado ácido del esmalte remueve una capa superficial de aproximadamente 10µm, dejando una capa porosa de entre 5 a 50µm de profundidad donde fluye la resina de enlace de baja viscosidad hacia las micro porosidades, una vez que la resina de enlace polimerizó se evidenció la presencia de prolongaciones de resina (tags de resina) en las micro porosidades del esmalte, siendo este el mecanismo de adhesión primario al esmalte grabado. También se descubrió que el grabado incrementa la humectabilidad y el área superficial de contacto del sustrato de esmalte<sup>32</sup>.

Al producirse el grabado del esmalte se originan patrones de desmineralización. El más común es el denominado tipo I, que es aquel en donde se disuelve el centro de los prismas quedando la periferia interprismática relativamente intacta; en cambio, en el patrón de tipo II lo que se disuelve es la zona interprismática dejando los centros prismáticos intactos; y el patrón tipo III, corresponde a una mezcla del tipo I y II, junto con áreas amorfas<sup>32, 39, 40</sup>. De estos tipos de grabado, el ideal para realizar la función retentiva es el tipo I, seguido por el tipo II, evitando obtener el tipo III.

Actualmente el ácido que ha resultado ser el más eficaz es el ácido fosfórico y la concentración más adecuada sería al 37% ya que se ha visto que las concentraciones mayores logran una menor formación de microporos y concentraciones menores del ácido, aumentan la velocidad de formación de estos<sup>40</sup>.

Un factor importante es el tiempo de aplicación del ácido, no debiendo ser muy largo, ya que la reacción es auto limitante y se produce una reprecipitación de fosfato de calcio sobre el esmalte, obliterando los poros, con lo que disminuye la capacidad de unión. Tiempos de 15 a 20 segundos es un plazo considerado clínicamente apropiado<sup>38, 39</sup>, produciendo un acondicionamiento discreto a fin de obtener una disolución selectiva del núcleo de los prismas o su periferia y así transformar al esmalte en una superficie más receptiva para la adhesión<sup>42</sup>.

Luego de aplicar el ácido, se debe lavar con abundante agua por el doble de tiempo que se usó asegurándonos así, que se eliminaron todos los residuos que se forman durante el grabado.

La fuerza adhesiva de las resinas compuestas a la superficie de esmalte acondicionado con ácido fosfórico es de alrededor de 20 Mpa, siendo útil para reducir la cantidad de microfiltración del esmalte ya que se estima que se requieren valores de fuerza adhesiva del orden de 17 a 20 Mpa para resistir las fuerzas que se producen durante la contracción de polimerización<sup>32</sup>.

A pesar de que la adhesión al esmalte fue utilizada 20 años después de la primera publicación, es hoy en día, una técnica muy común y ha revolucionado la práctica de la odontología restauradora, estética, preventiva, pediátrica, y en ortodoncia<sup>5</sup>.

#### → Adhesión a Dentina:

Para facilitar la retención de la resina compuesta a la preparación cavitaria luego del acondicionamiento dentario, es necesario la utilización de un sistema adhesivo. Los sistemas adhesivos buscan relacionar por un lado a los componentes de la estructura dentaria y por otro a los monómeros de las resinas compuestas, teniendo así la capacidad de copolimerizar en conjunto con las moléculas del material restaurador y entrelazarse con la estructura dentaria, permitiendo así una firme adhesión de la restauración<sup>43</sup>.

Debido a las características histológicas de la dentina, dentro de las cuales destacan su alto contenido orgánico, su estructura tubular con la presencia del proceso odontoblástico y del barro dentinario que se forma inmediatamente después de conformar la preparación, hacen que una adhesión adecuada sea muy difícil. Es por ello necesario conocer la naturaleza de la dentina para entender los procesos de adhesión que en ella ocurren<sup>44</sup>.

La dentina es un tejido conectivo parcialmente mineralizado (70-75%), que forma la mayor parte de la estructura dentaria. Su composición varía según la edad del individuo, pero se acepta que está constituida en un 70% por material inorgánico (cristales de hidroxiapatita, fosfatos cálcicos y sales minerales), 18% por materia orgánica (colágeno tipo I) y 12% por agua (variado con la edad del individuo)<sup>36, 45</sup>.

Estructuralmente las entidades de la dentina son: los túbulos dentinarios con las prolongaciones odontoblásticas y la matriz dentinaria calcificada<sup>38</sup>.

Las prolongaciones odontoblásticas son extensiones citoplasmáticas de los odontoblastos localizados en la zona externa de la pulpa y se extienden en la dentina dentro de los túbulos dentinarios.

Los túbulos dentinarios son pequeños canales que se extienden a través de todo el espesor dentinario, desde la unión amelodentinaria hasta la pulpa. Estos no tienen el mismo diámetro ni tampoco se encuentran en la misma proporción entre la pulpa y el límite amelodentinario, de tal manera que los túbulos dentinarios cerca de la pulpa no solo son de mayor diámetro (2,5  $\mu\text{m}$ ) sino que también son más numerosos (45.000 por  $\text{mm}^2$ ), mientras que los cercanos en el límite externo se encuentran en una cantidad de 20.000 por  $\text{mm}^2$  con un diámetro aproximado de 0,9  $\mu\text{m}$ <sup>38, 46</sup>.

Según el grado de calcificación, la dentina está estructurada en dos áreas diferentes:

- Dentina peritubular: zona anular que rodea el espacio canalicular, de un grosor menor a 1  $\mu\text{m}$ , de alto contenido mineral y escasas fibras colágenas, la cual forma la pared de los túbulos dentinarios.
- Dentina intertubular: zona ubicada por fuera de la dentina peritubular, que constituye la mayor parte de la dentina. Está formada por numerosas fibrillas de colágeno y de sustancia intercelular amorfa<sup>38, 47</sup>.

La adhesión a dentina es complicada debido a su compleja histología y a la formación de barro dentinario, el cual corresponde al colágeno e hidroxiapatita dañados y detritus inorgánico que cubren la dentina después de la preparación cavitaria y a la eliminación de la caries con instrumentos rotatorios<sup>48</sup>. El barro dentinario tiene un espesor de 0.5 a 5.0 micrones, y se deposita en la superficie de la preparación cavitaria, ocluye los túbulos dentinarios y disminuye la permeabilidad de la dentina en un 86%<sup>44</sup>. Actúa como una barrera de difusión, que

evita el contacto íntimo entre el sistema adhesivo y el sustrato. Además quedan bacterias en este barro dentinario que pueden sobrevivir y multiplicarse bajo las restauraciones<sup>32</sup>.

Según estudios, las fuerzas de unión a dentina en presencia de barro dentinario son menores, en comparación a las superficies de dentina libre de éste. También se ha demostrado que si la dentina es grabada con ácido fosfórico previamente a la aplicación del adhesivo, la unión puede ser mejorada<sup>49</sup>. En 1979 Fusayama y colaboradores desarrollaron la técnica de grabado ácido total, donde se graba tanto el esmalte como la dentina con ácido fosfórico al 37%<sup>53</sup>, aumentando considerablemente la adhesión de la resina compuesta, no solo en esmalte, sino también en la dentina<sup>51</sup>.

Esta técnica remueve el barro dentinario, desmineraliza la dentina intertubular y peritubular, aumenta la permeabilidad dentinaria y ensancha las túbulos<sup>50</sup>, dejando una matriz colágena expuesta y sin sustentación, debido a la remoción de los cristales de hidroxiapatita. Existen diversos factores que influyen en la profundidad de desmineralización, entre ellos está el pH, además de la concentración, viscosidad y el tiempo de aplicación del ácido<sup>48, 49</sup>. Durante éste proceso, se debe tener precaución ya que al quedar sin sustentación las fibras colágenas, pueden colapsar por la pérdida de soporte inorgánico y con ello se pierden los microespacios entre las fibras, impidiendo la penetración de adhesivo en ellos, lo que constituye la base de la retención del material restaurador<sup>32</sup>. Es por esto que luego del grabado, la dentina no debe ser desecada y debe mantenerse húmeda, ya que es el agua la que mantiene sustentadas en posición a las fibras colágenas al perderse su base mineral.

Posterior a todo esto, es necesario la utilización de algún medio que facilite la retención, y es por este motivo que se desarrollaron los sistemas adhesivos que buscan un mejor sellado marginal, así como también la disminución de la sensibilidad post-operatoria y las microfiltraciones. El éxito de la restauración se basa principalmente en el grado de adhesión que logra este material en la estructura dentinaria<sup>37, 52</sup>.



Los adhesivos dentinarios están compuestos por tres elementos fundamentales, una resina monomérica (adhesivo propiamente tal) encargada de generar la adhesión con el material restaurador, otra sustancia que también es en base de monómeros (agente imprimante) cuya finalidad es la de imprimir las estructuras dentarias para trabarse a ellas y un solvente que actúa como vehículo y facilita la imprimación<sup>36</sup>.

En sus inicios, el sistema de adhesivos constaba de tres pasos clínicos, acondicionamiento (grabado ácido) del esmalte y la dentina, aplicación de un agente imprimante (resina hidrofílica compatible con la dentina húmeda) y la aplicación del adhesivo (resina sin relleno compatible con la resina compuesta). Su principal característica es la formación de la llamada “capa híbrida”, descrita por Nakabayashi et al en 1982<sup>53</sup> y que consiste en la formación de una capa entremezclada de colágeno y resina, siendo ésta el mecanismo de adhesión primario en la mayoría de los sistemas adhesivos actuales<sup>32, 54</sup>.

La capa híbrida brinda es considerada como un elemento imprescindible para la obtención de un buen sellado y una buena adhesión, siendo ésta la que brinda unión micromecánica para la resina compuesta. Los tags de resina van a contribuir a mejorar la fuerza de adhesión siempre y cuando se encuentren firmemente unidos a las paredes de los túbulos, además mantendrán los túbulos taponados reduciendo la permeabilidad tubular y su potencial para desencadenar una irritación pulpar<sup>54</sup>.

Como una forma de simplificar los tres pasos clínicos anteriormente señalados, se crean los adhesivos “monobotella” o “de quinta generación”, los que combinan en una sola botella el agente imprimante y el adhesivo, requiriendo un paso previo de acondicionamiento dentario con ácido ortofosfórico<sup>55</sup>. Éstos poseen un buen desempeño en cuanto a la resistencia adhesiva, un adecuado sellado marginal y una baja sensibilidad post-operatoria<sup>56, 57</sup>.

Posteriormente se desarrollaron los adhesivos de sexta generación, los que se caracterizan por combinar el acondicionador y el agente imprimante en una botella

y en la otra el adhesivo, eliminando los pasos clínicos de grabado con ácido ortofosfórico y su enjuague, manteniendo los dos pasos clínicos<sup>58</sup>.

Al igual que los adhesivos de grabado y lavado que se presentan en una versión de múltiples botellitas y otra en una de una sola botella, los sistemas de autograbado evolucionaron también hacia una versión denominada de séptima generación o de un solo envase. Estos buscaron simplificar los pasos clínicos, combinando el agente imprimante autograbante y el adhesivo en una sola botella<sup>62</sup>. Se caracterizan por producir una desmineralización parcial de la dentina, dejando además el barro dentinario dentro de la capa de hibridización llamada capa de reacción-integración.

Con el correr del tiempo se han introducido nuevos sistemas adhesivos, los que presentan en su composición un relleno que refuerza al adhesivo con diminutas partículas, aumentando su resistencia pero manteniendo las propiedades esenciales. Sus partículas son de nanorelleno con un tamaño medio entre 5 y 7 nanómetros. Además generaría una capa híbrida homogénea y más estable frente a las contracciones de polimerización propios de las resinas.

Sin duda, las técnicas de grabado con ácido ortofosfórico han logrado obtener una adhesión aceptable a la estructura dentinaria. Sin embargo, no se ha logrado obtener una unión química como se buscaba inicialmente. Por esta razón algunas restauraciones de resina compuesta presentan problemas de microfiltración marginal y con la consiguiente invasión microbiana, sensibilidad pulpar y desarrollo de caries secundarias<sup>58</sup>.

### **Técnica de fotoactivación**

La regulación de la energía lumínica es otra forma de contrarrestar las tensiones generadas en la polimerización.

Se denomina polimerización a la reacción química mediante la cual se logra la solidificación de las resinas compuestas, la cual consiste en la unión química de los monómeros para obtener moléculas de alto peso molecular denominadas

polímeros. Para iniciar esta reacción se requiere de un aporte de energía a través de algún mecanismo de iniciación que puede ser mediante una activación química, activación por luz visible o activación por calor<sup>60</sup>.

Estudios han demostrado que entregas lumínicas de alta intensidad proveen mayores tensiones durante el proceso de polimerización de los composite. Una forma de mejorar este inconveniente, es mediante el sistema de polimerización gradual, el que consiste en la iniciación de la fotoactivación de la resina compuesta con menor intensidad de luz (bajo 200mW/cm<sup>2</sup>), alargando así la etapa pre-gel en donde aún puede fluir el material y por consiguiente disipar las tensiones, terminando con mayor intensidad en la fotoactivación final. Con esto se lograría una mejoría en la adaptación marginal preservándose las propiedades mecánicas del material<sup>61</sup>.

Las lámparas halógenas convencionales emiten luz a su máxima potencia desde el momento en que se encienden. Sin embargo una forma de lograr una polimerización gradual con dicha lámpara, es que al iniciar la polimerización de la resina compuesta se aleje el foco emisor a una distancia de 1 a 2 cm de la restauración, generando de esta manera, una iluminación de baja intensidad. Luego de un corto periodo de tiempo sin iluminar, se continúa con la iluminación a toda intensidad. De esta forma se compensa manualmente la intensidad de la luz azul sobre la restauración, disminuyendo la tensión generada por una brusca contracción de polimerización.

Otra forma de lograr la regulación de la energía lumínica es polimerizando a través del tejido dentario (pared de la preparación), para luego realizarlo directamente sobre la resina compuesta. La absorción de luz a través del tejido dentario produce que el material reciba menores intensidades lumínicas<sup>62</sup>. En cuanto a las lámparas L.E.D., éstas poseen la cualidad de ir incrementando su potencia en forma automática en los primeros cinco segundos de exposición, con lo que el material restaurador lograría una mejor adaptación marginal.

A pesar de que las distintas vías mencionadas anteriormente han logrado disminuir los efectos indeseados de la contracción de polimerización, no se ha

logrado eliminar el problema completamente. Además, se considera una técnica engorrosa debido a todos los pasos, en donde las posibilidades de error en cualquiera de las etapas son altas, lo que nos llevará a una restauración con sellado marginal deficiente traduciéndose en un fracaso clínico.

Debido a esto surge un nuevo material el cual busca simplificar la técnica para realizar restauraciones posteriores, ahorrando tiempo clínico ya que es más fácil de utilizar, al aplicarse en un solo paso combinando las ventajas de una resina fluida con un composite universal.

### **Selección técnica restauradora**

Dentro del control de los efectos indeseados de la contracción de polimerización, el factor que posee mayor incidencia, es la técnica de restauración. En la actualidad la técnica de restauración incremental, es la más utilizada por los clínicos y consiste en realizar la restauración mediante la polimerización separada y progresiva de pequeñas capas sucesivas, con lo cual se reduce en forma eficaz la tensión de polimerización debido a que las capas más delgadas reducen la extensión de la superficie de contacto y aumentan la superficie no adherida, reduciendo el factor C.

La contracción de cada incremento es compensada por el próximo y como consecuencia, los efectos generados por la contracción de polimerización son menos dañinos debido a que solo el volumen de reducción de la última capa puede dañar la superficie adherida. Teóricamente, si se usaran una cantidad infinita de incrementos, la magnitud de la tensión de contracción sería insignificante.

Sin embargo, este planteamiento es solo parcial debido a que no toda la contracción ocurre inmediatamente durante la activación con la luz. Inmediatamente después de la activación, solo entre el 70 y el 85% de la contracción ha tenido lugar y recién después de 5 minutos podría llegar a alcanzar hasta el 93%. También es importante considerar que, durante la contracción del

último incremento, una tensión considerable generada desde el primer incremento puede estar aún en desarrollo, llevando a la concentración del stress en la interface adhesiva. Esto significa que tanto la contracción como el stress subsecuentemente generado, pueden resultar en una combinación de todos los incrementos<sup>13, 62</sup>.

Una de las ventajas más importantes de la técnica incremental, es que durante la polimerización, existe contacto con un mínimo número de paredes cavitarias. Por consecuencia, existiría un Factor C bajo debido a que una gran superficie libre permite a la resina fluir durante la polimerización y relajar las tensiones<sup>22</sup>.

Dentro de las desventajas encontramos que es una técnica engorrosa, complicada, de múltiples pasos y que requiere mayor tiempo para realizarla y no cometer errores. Es por esto que aparecen nuevos materiales que se utilizan en forma monoincremental y con nueva tecnología para compensar lo anteriormente descrito.

### **Sistema SonicFill™ de Kerr**

En los últimos años los materiales introducidos han intentado reducir parte del tiempo y esfuerzo necesario para la estratificación y adaptación del composite en piezas posteriores.

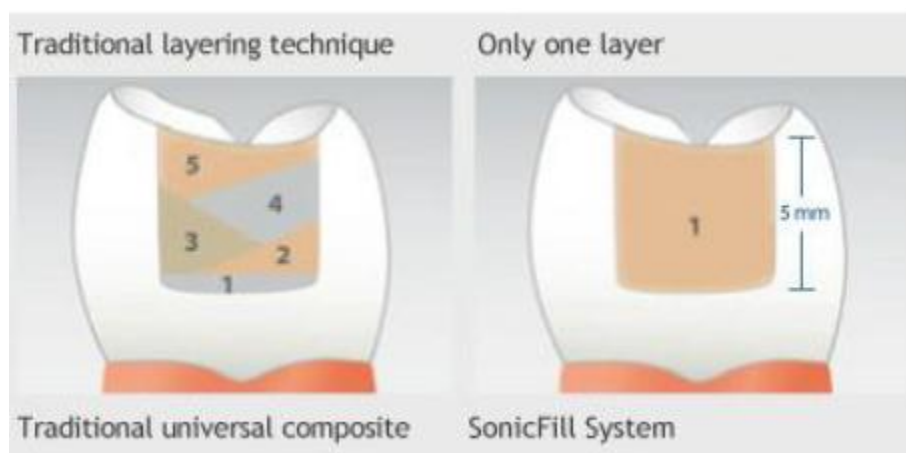
Uno de éstos materiales y más recientes, es SonicFill™. Este material/tecnología consigue que la colocación de composite en posteriores sea aún más fácil y eficiente. Este sistema, utiliza una resina patentada con relleno elevado (83,5%) y modificadores especiales que reaccionan ante energía sónica. En esencia, SonicFill™ es capaz de conseguir una restauración estética con composite en un único incremento. Se compone de una pieza de mano especialmente diseñada, un composite de alta viscosidad y opacidad que se presenta en tres colores dentales (A1, A2, A3) y que, además, tiene una gran profundidad de fotoactivación (5mm). Este exclusivo composite viene presentado en una punta monodosis la cual se

inserta en la preparación cavitaria utilizando una pieza de mano sónica con diseño único.

Cuando la punta se coloca en la cavidad y se activa la pieza de mano a través de energía sónica, se produce la licuefacción del composite, lo que provoca una caída de la viscosidad del 87%. La preparación cavitaria se rellena en segundos y cuando la activación cesa, el material vuelve a tomar una alta viscosidad, lo que permite el modelado.

Mientras está en la fase activa, el composite no parece alcanzar lo que se denomina estado “fluido”, sin embargo, la licuefacción conseguida, debido a la vibración sónica, produce una óptima adaptación a la cavidad, de la misma forma que si fuera un auténtico fluido. Estudios independientes han demostrado que Sonicfill alcanza una profundidad de polimerización de 5mm en 20 segundos con una fuente de luz de tan sólo 550mW /cm<sup>2</sup>. La elevada profundidad de activación no se consigue incrementando la translucidez del material, por ello la estética final de las restauraciones realizadas con éste, están en un rango de buenas a muy buenas.

Por último, se ha demostrado que SonicFill™ tiene similares o mejores propiedades mecánicas cuando se compara con otras resinas compuestas en el mercado<sup>63, 64</sup>.



**Fig.2**

Las ventajas del sistema Sonic Fill™ son<sup>65</sup>:

- Rápido: ahorro de tiempo con un incremento único de hasta 5mm
- Sin necesidad de incrementos de 2mm
- Máxima adaptación
- Manipulación sencilla
- Capacidad de tallado excelente
- Menor contracción del composite (1,6%) y menor tensión por contracción durante la polimerización
- Estético con colores A1, A2, A3, B1

A pesar de las ventajas de éste sistema, no se ha logrado modificar la contracción de polimerización de las resinas. Es por esto la importancia de determinar su comportamiento al ser utilizado de forma incremental, ya que no está claro cómo compensa las tensiones generadas por la contracción y el efecto de la magnitud de esta el sellado marginal de la restauración.

Si consideramos que SonicFill™ utiliza volúmenes de material de hasta 5mm y en un solo incremento, esto necesariamente tendría que tener un efecto sobre las tensiones que deberá soportar la fase adhesiva, considerando que no sólo estaríamos aumentando considerablemente el factor C lo que produciría un mayor estrés de contracción<sup>33</sup>, sino que también el volumen de material es un factor importante para contrarrestar este tema, ya que mientras más grande es el volumen de la resina compuesta a fotoactivar, mayor será el valor absoluto de contracción, y en consecuencia, la fuerza de tensión generada por la contracción aumentará produciendo un incremento del estrés de contracción en la interface resina dentina<sup>61</sup>.

Sin embargo, estudios han demostrado que la contracción de polimerización, no se ve afectada con el uso de SonicFill™ en un solo incremento. Según un estudio del Dr. Jeffrey y Thompson, en donde se evaluó la contracción volumétrica del composite SonicFill™, se obtuvo como resultado que la contracción de este nuevo material es similar o significativamente menor que la que presentan la mayor parte de los otros composites tradicionales estudiados<sup>67</sup>.

De acuerdo a los resultados que se pueden obtener con SonicFill™ al utilizar energía sónica, como lo son fluidificar la resina hasta alcanzar un excelente ajuste, sellado marginal, liberación de tensiones y en un solo tiempo operatorio, es que hemos decidido realizar el presente estudio descriptivo – comparativo, con el cual se pretende determinar si es posible lograr los mismos resultados con un material de restauración convencional modificado a través de ultrasonido.

De esta forma, lograríamos un cambio significativo en los procedimientos restaurativos disminuyendo de forma considerable el tiempo clínico, sumado a las ventajas que este posee en cuanto a fluidez y adaptación, pero con costos mucho más bajos y con menor tecnología que la de SonicFill™, lo que sin duda sería un cambio radical en los procedimientos clínicos restauradores utilizados hasta el día de hoy con las resinas compuestas.



## **HIPÓTESIS**

La Resina compuesta convencional Miris® (Colténe, Suiza) modificada con ultrasonido logra los mismos resultados en cuanto a ajuste, profundidad de polimerización y sellado marginal que SonicFill™.

## **OBJETIVO GENERAL**

Determinar si la resina compuesta convencional Miris® (Colténe, Suiza) modificada con ultrasonido logra los mismos resultados en cuanto a ajuste, profundidad de polimerización y sellado marginal que SonicFill™.

## **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- 1.- Evaluar el grado del sellado marginal obtenido con restauraciones de resina compuesta Miris® (Colténe, Suiza) modificadas con ultrasonido.
- 2.- Evaluar el grado del sellado marginal obtenido con restauraciones de resina SonicFill™.
- 3.- Determinar la profundidad de polimerización de una resina convencional Miris® (Colténe, Suiza) modificada con ultrasonido.
- 4.- Determinar la profundidad de polimerización de una resina SonicFill™.
- 5.- Analizar el ajuste, al microscopio electrónico de barrido, de las restauraciones de resina compuesta fluidificadas con ultrasonido.
- 6.- Analizar el ajuste, al microscopio electrónico de barrido, de las restauraciones de resina SonicFill™.
- 7.- Analizar comparativamente los resultados de cada variable.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Este trabajo experimental se realizó en el Laboratorio de actividades Pre-clínicas de la Facultad de Odontología de la Universidad Finis Terrae, en el Laboratorio de Biomateriales Dentales de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile y en la Unidad de Microscopía Electrónica de la Facultad de Medicina de la Universidad de Chile.

Las variables a analizar son las siguientes:

<b>Variable</b>	<b>Definición Conceptual</b>	<b>Tipo de Variable</b>	<b>Dimensión</b>	<b>Valor</b>
Profundidad de Polimerización	Grado de polimerización alcanzado en una determinada dimensión del material	Cuantitativa continua	0 - ∞	Milímetros (mm)
Sellado Marginal	Ausencia de interface entre material restaurador y estructura dentaria.	Cuantitativa continua	0,0 – 100,0	-----
Ajuste	Adaptación entre el material y la pieza dentaria, que permite un correcto funcionamiento.	Cualitativa Nomina	-----	-----

Para realizar el estudio y evaluar el ajuste y sellado marginal, se recolectaron 25 piezas dentarias humanas sanas extraídas recientemente correspondientes a molares con indicación de extracción o con enfermedad periodontal, las que se almacenaron en una solución de suero fisiológico en un recipiente cerrado, con el objetivo de mantener su hidratación, hasta ser ocupados en la etapa experimental.

Previo a su utilización, las piezas dentarias se limpiaron con curetas para el retiro de los restos de ligamento periodontal.

A cada pieza dentaria se le realizó en su cara mesial y distal una preparación biológica de aproximadamente 3mm de ancho vestíbulo palatino, 4mm de altura y

3 mm de profundidad, manteniendo su pared cervical sobre el límite amelocementario (**Fig. 3**). Las cavidades fueron realizadas por un solo operador con turbina (NSK) con refrigeración constante, piedra de diamante redonda (ISO 0,10) y piedra de diamante cilíndrica (ISO 0,14).



**Fig. 3**

Luego de terminadas las preparaciones, las piezas dentarias se mantuvieron en un recipiente cerrado con suero fisiológico hasta el momento de su restauración. Se confeccionaron las restauraciones utilizando resina compuesta Miris® (Coltène, Suiza) en las preparaciones mesiales de cada molar en un incremento y modificadas con ultrasonido, y SonicFill™ System (Kerr, USA) en las preparaciones distales (**Fig. 4**).



**Fig. 4**

Como medida de seguridad en la identificación posterior, se marcó con plumón permanente de color verde el lado correspondiente a las restauraciones realizadas

con Miris® (Colténe, Suiza) y de color café las realizadas con SonicFill™ (Fig. 5 y 6).



**Fig. 5**



**Fig. 6**

Una semana después de terminadas las restauraciones, se pulieron cada una de ellas con agua y el sistema Soflex™ Disc XT de 3M.

Una vez terminadas y pulidas las restauraciones, se llevaron a la estufa LabTech® a una temperatura de 37° y 100% de humedad relativa.

Luego, los 25 dientes fueron separados en dos grupos para evaluar por separado las distintas variables (ajuste y adaptación marginal).

#### Grupo 1:

Constituido por 5 piezas dentarias, las que fueron utilizadas para evaluar el ajuste cervical al Microscopio Electrónico de Barrido (MEB). Para poder exponer las restauraciones, con un disco diamantado se realizaron cortes en sentido sagital. En total se obtuvieron 10 muestras, 5 para SonicFill™ y 5 para Miris® (Colténe, Suiza). Luego, en cada muestra se identificó la cara que se iba a evaluar al MEB dejándola libre, mientras que la cara que no se iba a evaluar fue pintada con un plumón permanente de color café.

Estas muestras fueron preparadas para ser observadas al MEB. Se observaron 10 fragmentos en donde se evaluó la interface diente/restauración.

## Grupo 2:

Las 20 piezas dentarias restantes, fueron utilizadas para evaluar el sellado marginal. Una vez terminadas las restauraciones, con el propósito de evitar filtración del agente marcador por otras vías distintas al margen de las restauraciones, previo al proceso de termociclado, se selló con vidrio ionómero de fraguado químico (Chemfil Superior) el ápice de cada raíz de cada diente. Posteriormente, se aplicó en toda la superficie radicular una capa de cianocrilato y dos capas de esmalte de uñas. Por último, y a través de una matriz de silicona, se cubrió con acrílico Marche de autocurado toda la raíz, dejando libre sólo la corona a partir del límite amelocementario, y por lo tanto, al descubierto ambas restauraciones (**Fig. 7**).



**Fig. 7**

Las muestras fueron sometidas a un régimen de termociclado de 100 ciclos entre 4° C y 60°C, manteniéndolas sumergidas durante 30 segundos en cada baño térmico de 500 ml de una solución acuosa de azul de metileno al 1% como indicador de microfiltración, llevándola a temperatura ambiente durante 15 segundos entre un baño y otro.

Una vez terminado el termociclado, las muestras fueron lavadas profusamente para retirar el exceso de colorante y posteriormente secadas. A continuación se realizaron cortes en sentido longitudinal de las muestras con discos diamantados,

abarcando las dos restauraciones realizadas, con el fin de exponer la interface diente-restauración y evaluar la penetración del agente marcador (azul de metileno).

Esto se observó en microscopio óptico con aumento de lupa con una grilla graduada para establecer el grado de penetración del colorante. Los resultados obtenidos fueron expresados en porcentajes y analizados estadísticamente para determinar si hay o no diferencia entre uno y otro grupo de estudio.

Por otra parte, se evaluó la variable profundidad de polimerización. Para este estudio se fabricó una matriz de silicona, con cilindros de metal con las medidas de 4mm de ancho x 5mm de alto. Se realizaron en total 40 cilindros, de los cuales 20 fueron con resina del sistema SonicFill™ en un incremento y los otros 20 con Miris® (Colténe, Suiza), en un incremento y modificados con ultrasonido (Compothixo, Kerr™). Cada cilindro, para las dos resinas, fue fotopolimerizado por 60 segundos.

Para determinar si el material fue correctamente fotoactivado en toda su profundidad, con una cuchareta de caries se eliminó la resina que quedó sin polimerizar de ambos materiales y se midió con un pie de metro los milímetros de resina que sí lograron polimerizar.

## **Plan de Análisis**

Para las variables de Profundidad de Polimerización y Sellado Marginal, se realizará un análisis univariado de cada resina con sus respectivos valores. Para esto se obtendrán las medias, las desviaciones estándar y los intervalos de confianza al 95% de cada una de ellas.

Luego, se realizará un análisis bivariado para determinar si existen diferencias significativas entre las resinas. Éstas se van a contrastar mediante la prueba de contraste de hipótesis T-test. Los resultados serán resumidos a través de tablas y gráficos.

Para la variable Ajuste se analizarán cortes de las distintas piezas dentarias en el MEB (Microscopio Electrónico de Barrido) y se describirá el grado de adaptación macroscópica de la interface de ambas restauraciones, además se anexarán fotos para respaldar dichas descripciones.

## RESULTADOS

Los resultados obtenidos en cada grupo se exponen a continuación.

- 1) Variable “Profundidad de Polimerización”: Grado de polimerización alcanzado en una determinada dimensión del material.

Del total de 20 observaciones con la resina SonicFill™ se estimó que la profundidad de polimerización media fue de 5 mm (DS = 0), con un rango de recorrido único, ya que todas las resinas SonicFill™ polimerizaron a la profundidad indicada. Los resultados se resumen en la **Tabla N°1**.

**Tabla N°1**

Descripción de variable “Profundidad de Polimerización” con resina SonicFill™

<b>Variable</b>	<b>Dientes Obs.</b>	<b>Promedio</b>	<b>Desv. Estándar</b>	<b>Min.</b>	<b>Max.</b>	<b>p. 25</b>	<b>p. 50</b>	<b>p. 75</b>
Profundidad de Polimerización	20	5	0	5	5	5	5	5

Del total de 20 observaciones con la resina Miris® se estimó que la profundidad de polimerización media fue de 4,6 mm (DS = 0,32). Con un rango de recorrido de 4 a 5 mm. Los resultados se resumen en la **Tabla N°2**.

**Tabla N°2**

Descripción de variable “Profundidad de Polimerización” con resina Miris®

<b>Variable</b>	<b>Dientes Obs.</b>	<b>Promedio</b>	<b>Desv. Estándar</b>	<b>Min.</b>	<b>Max.</b>	<b>p. 25</b>	<b>p. 50</b>	<b>p. 75</b>
Profundidad de Polimerización	20	4,6	0,32	4	5	4,5	4,5	4,8



Se resume en la **Tabla N°3**, el contraste de hipótesis mediante “T-test” para evaluar la diferencia de medias.

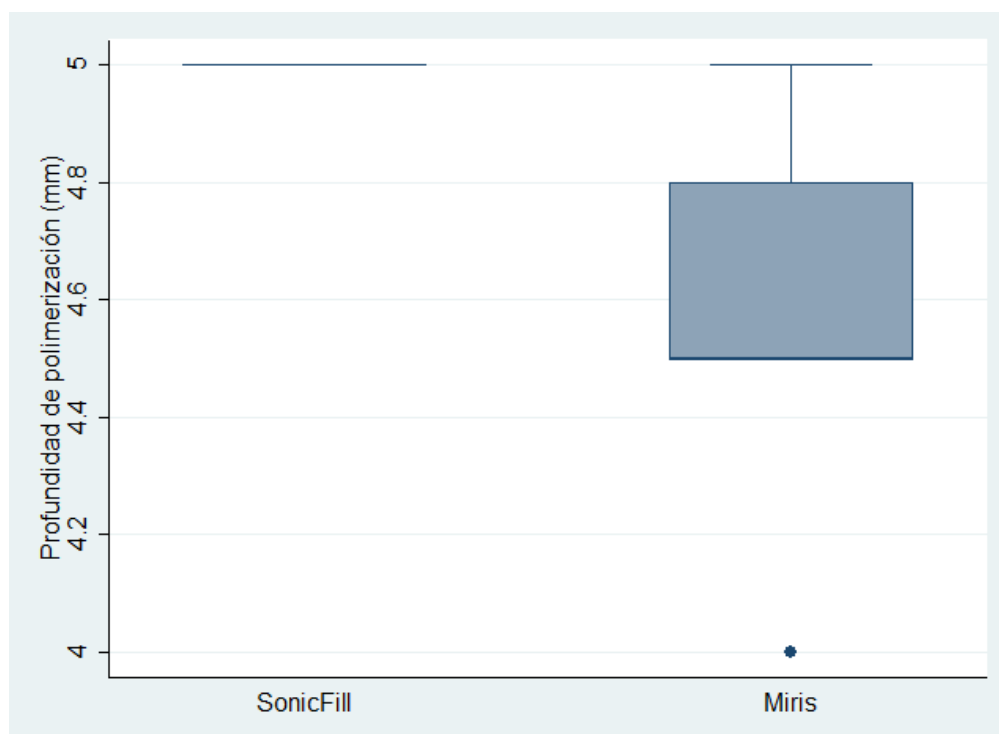
**Tabla N°3**

Descripción de las variables “Profundidad de Polimerización” para ambas resinas

<b>Tipo de Resina</b>	<b>Promedio</b>	<b>IC 95%</b>	<b>P</b>
SonicFill™	5	5 : 5	
Miris®	4,6	4,44 : 4,75	
<b>Diferencia</b>	-0,4	-0,55 : -0,24	1,00*

\* $p > 0,05$ , por lo que no se puede rechazar hipótesis nula

Distribución de profundidad de polimerización según tipo de resina



- 2) Variable “Sellado Marginal”: Ausencia de interface entre material restaurador y estructura dentaria.

Del total de 20 observaciones con la resina SonicFill™ se estimó que el porcentaje de infiltración medio fue de 8,93 (DS =12,50). Los resultados se resumen en la **Tabla N°4**.

**Tabla N°4**

Descripción de variable “Sellado Marginal” con resina SonicFill™

Variable	Dientes Obs.	Promedio	Desv. Estándar	Min.	Max.	p. 25	p. 50	p. 75
Sellado Marginal	20	8,93	12,50	0	36	0	0	17,39

Del total de 20 observaciones con la resina Miris® se estimó que el porcentaje de infiltración medio fue de 52,07 (DS =35,81). Los resultados se resumen en la **Tabla N°5**.

**Tabla N°5**

Descripción de variable “Sellado Marginal” con resina Miris®

Variable	Dientes Obs.	Promedio	Desv. Estándar	Min.	Max.	p. 25	p. 50	p. 75
Sellado Marginal	20	65,57	34,26	0	100	38,32	68,92	100

Se resume en la **Tabla N°6**, el contraste de hipótesis mediante “T-test” para evaluar la diferencia de medias.

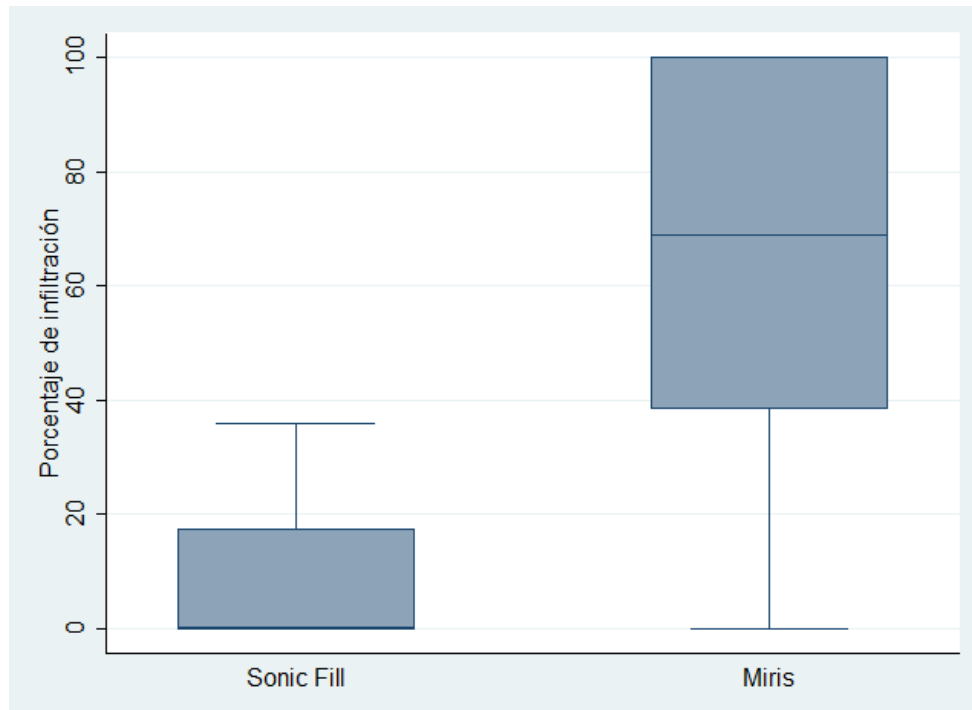
**Tabla N°6**

Descripción de las variables “Sellado Marginal” para ambas resinas

Tipo de Resinas	Promedio	IC 95%	P
SonicFill™	8,93	3,08 : 14,78	
Miris®	65,57	49,54 : 81,61	
<b>Diferencia</b>	-56,64	-73,15 : -40,13	0,00

\*p<0.05, por lo que se puede rechazar hipótesis nula

Distribución de porcentaje de infiltración según tipo de resina



**Tabla N°7**

Relación entre el Tipo de Resina y la Profundidad de Polimerización y Sellado Marginal

Variable	Tipo de Resina	Promedio	IC 95%	P
Profundidad de Polimerización	SonicFill™	5	5 : 5	
	Miris®	4,6	4,4 : 4,75	
	<b>Diferencia</b>	<b>-0,4</b>	<b>-0,55 : -0,24</b>	<b>1,00</b>
Sellado Marginal	SonicFill™	8,93	3,08 : 14,78	
	Miris®	65,57	49,54 : 81,61	
	<b>Diferencia</b>	<b>-56,64</b>	<b>-73,15 : -40,13</b>	<b>0,00*</b>

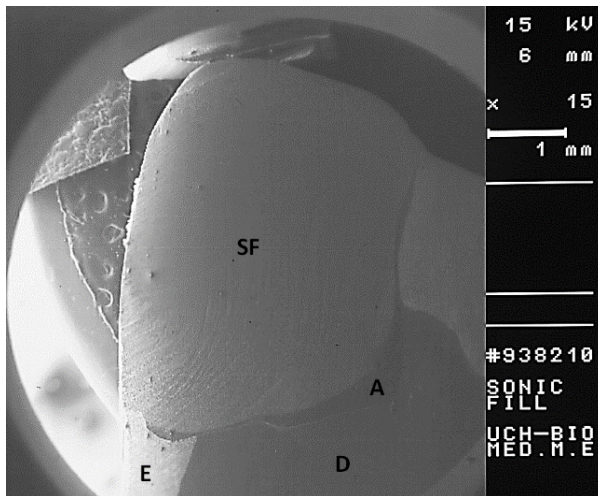
\*p estadísticamente significativo. \*IC 95% consistente; rechaza hipótesis nula.

- 3) Variable "Ajuste": Adaptación entre el material y la pieza dentaria, que permite un correcto funcionamiento.

A continuación se muestran las imágenes obtenidas en el MEB.

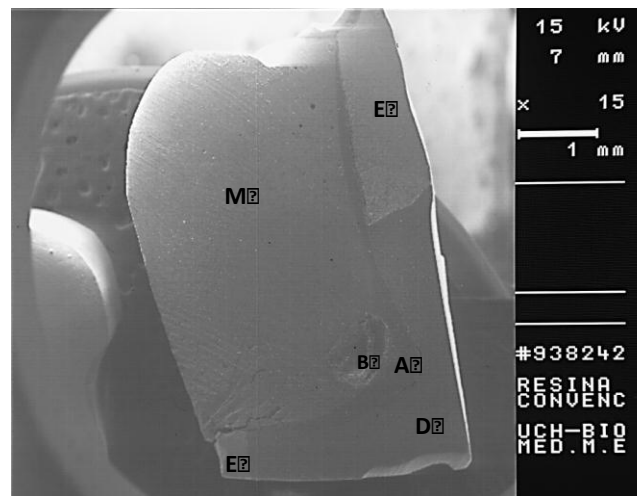
### CORTE SAGITAL – Vista Panorámica

**SonicFill™**



**Fig. 8a**

**Miris®**



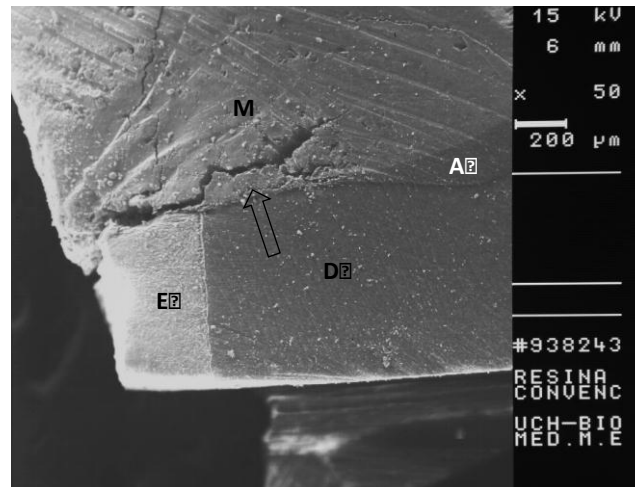
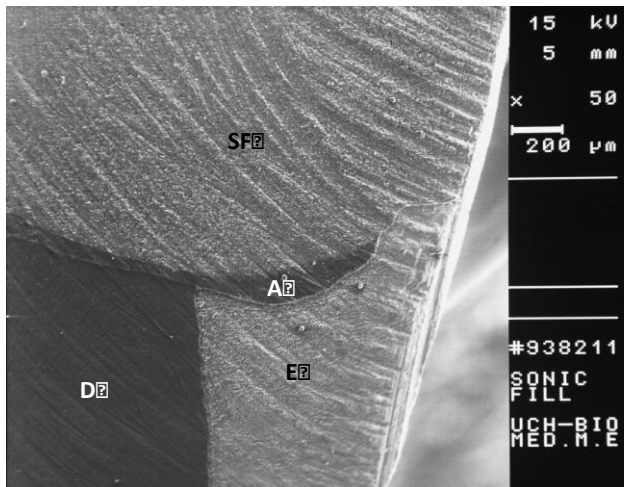
**Fig.8b**

En estas imágenes (Figura n° 8a y 8b) se observa una vista panorámica de ambas restauraciones. En la figura n°1a se observa una restauración de SonicFill™ (SF), la cual se puede ver homogénea en su totalidad, no hay presencia de burbujas y la interfaz adhesiva (A) se ve firmemente adherida. A este aumento no se observan brechas ni espacios. En la figura n°1b se observa una restauración de resina compuesta convencional Miris® (M), fluidificada con ultrasonido. Cercano al borde cavo superficial cervical se observan brechas y zonas amplias de burbujas (B) de material no polimerizado. A su vez a nivel de la interfaz adhesiva (A) se pueden observar espacios en algunos lugares.

**CORTE SAGITAL – Borde cavo superficial Cervical – 50X**

**SonicFill™**

**Miris®**



**Fig. 9a**

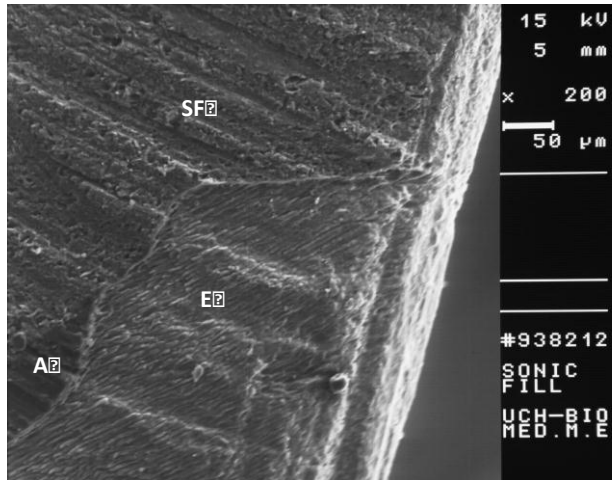
**Fig.9b**

En la figura n° 9a se puede observar el borde cavosuperficial cervical de SonicFill™ (SF) con un aumento de 50X, donde se ve un buen ajuste de la restauración a ese nivel. El material de restauración se observa homogéneo, adhesivo (A) bien adherido a esmalte (E) y ausencia de brechas. En el caso de la figura n° 9b, se observa la misma zona pero en la resina Miris® (M), donde se ve claramente la flecha que indica brechas dentro del material de restauración, debido a su falta de polimerización. El adhesivo (A) se observa bien adherido a la dentina (D) y resina (M).

**CORTE SAGITAL – Borde cavo superficial Cervical – 200X**

### SonicFill™

### Miris®



**Fig. 10a**



**Fig. 10b**

A mayor aumento, en la figura n° 10a se puede observar la misma situación que en la figura n° 9a, donde el esmalte y la restauración se encuentran íntimamente unidos. En la figura n° 10b se observa un mayor aumento de la brecha que se observó en la figura n° 9b, dentro del material restaurador.

CORTE SAGITAL – Borde cavo superficial Cervical – 1000X

SonicFill™

Miris®

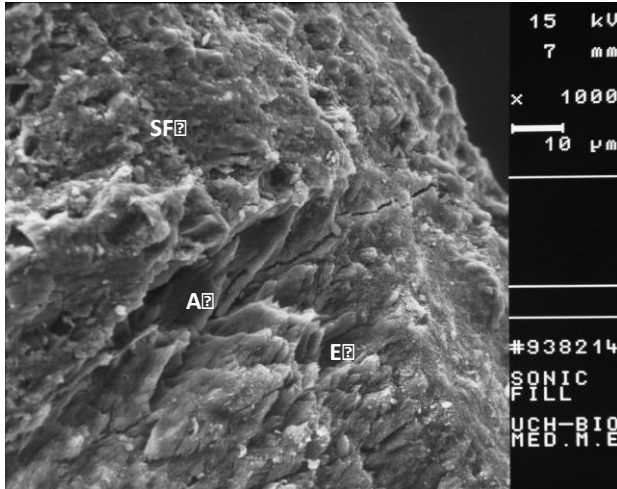


Fig. 11a

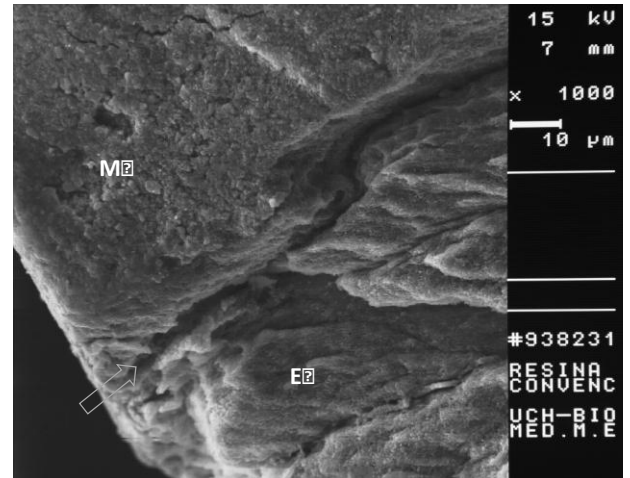


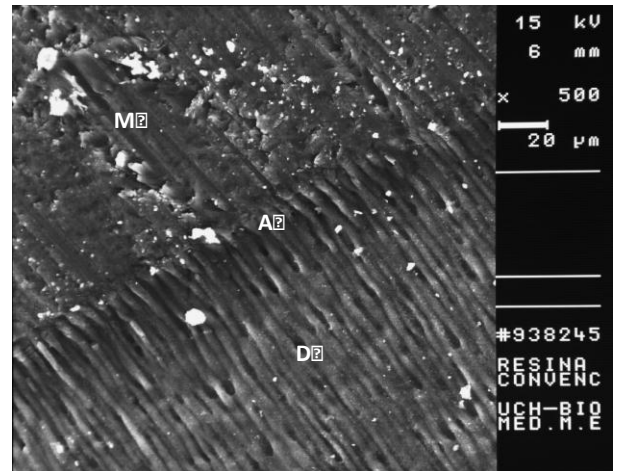
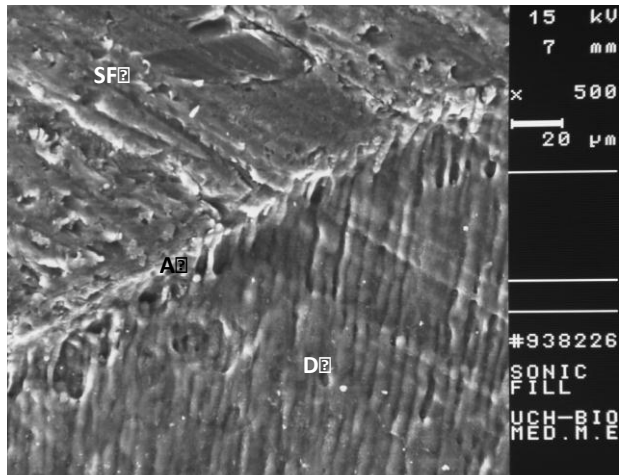
Fig. 11b

Con un aumento de 1000X la figura nº 11a muestra una íntima relación del esmalte (E) con el composite (SF) a través de la articulación adhesiva (AD) lo que se interpreta como un perfecto sellado marginal a un nivel crítico de la restauración. En la figura nº 11b, donde indica la flecha, se ve claramente la brecha entre el composite (M) y pared cervical, debido a una falta de polimerización del material, lo que genera su disgregación y falta de unión.

CORTE SAGITAL – Piso cavitario cervical – 500X

**SonicFill™**

**Miris®**



**Fig. 12a**

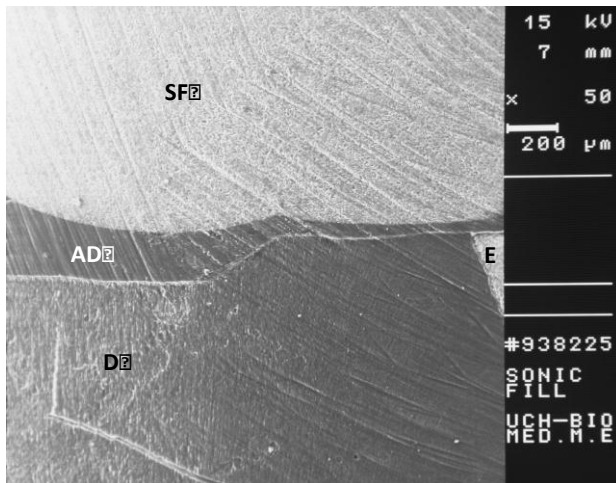
**Fig. 12b**

Con un aumento de 500X, en la Fig. 12a a nivel dentinario, se puede observar una excelente unión entre SonicFill™ (SF) y la dentina (D) con una buena integración del adhesivo a esta, sin presencia de brechas marginales. En la Fig. 12b, en esta zona, también se observa una buena adhesión del material (M) a la dentina (D).



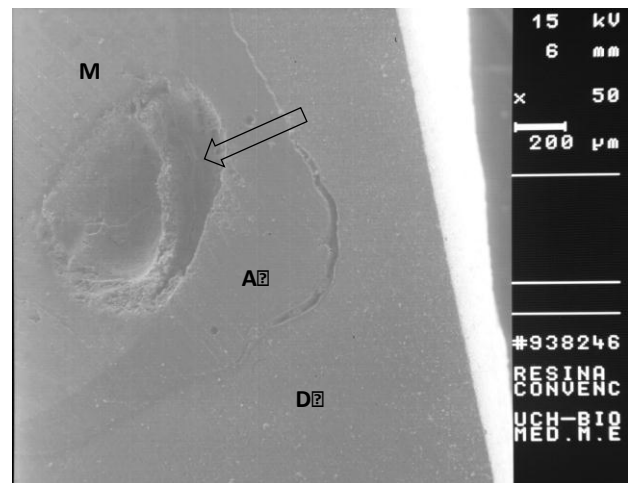
## CORTE SAGITAL – Ángulo axiocervical – 50X

**SonicFill™**



**Fig. 13a**

**Miris®**



**Fig. 13b**

En estas imágenes se puede observar el ángulo axiocervical de ambas preparaciones con un aumento de 50X. En la figura n° 13a se no se observan espacios ni brechas, se ve una perfecta unión entre diente y restauración (SF). A diferencia de la figura n° 13b, en la cual se ve una evidente brecha entre el adhesivo (A) y la dentina (D) en la zona del ángulo, lo cual puede explicarse debido a que la fuerza ejercida durante la contracción de polimerización del adhesivo (A) en un grosor mayor, superó a la fuerza de unión del adhesivo (A) con la dentina (D). Además podemos ver que dentro del material de restauración (M), donde muestra la flecha, se observa una gran burbuja y material sin polimerizar.

CORTE SAGITAL – Pared Axial – 500X

SonicFill™

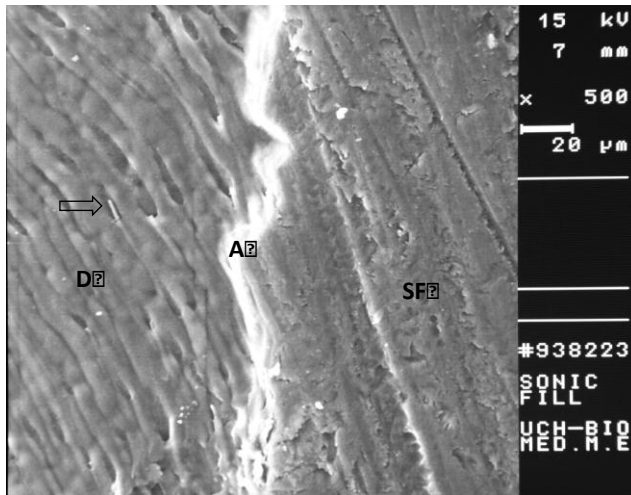


Fig. 14a

Miris®

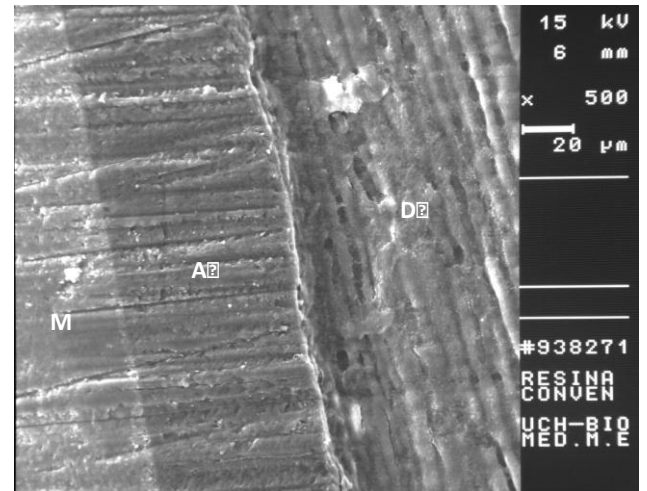


Fig. 14b

En la pared axial de las restauraciones (SF y M) podemos ver con un aumento de 500X que en ambas imágenes el material restaurador está aparentemente en íntima relación con la dentina (D) y en el caso de la figura n° 14b también con el adhesivo (A). Además se pueden apreciar los tags de resina, como lo indica la flecha, al interior de la dentina, lo que confirma el sellado de la misma en ambas imágenes.

CORTE SAGITAL – Borde cavo superficial Oclusal – 200X

SonicFill™

Miris®

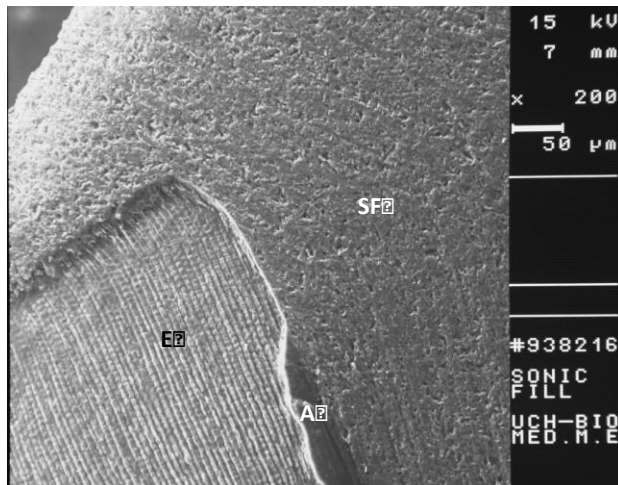


Fig. 15a

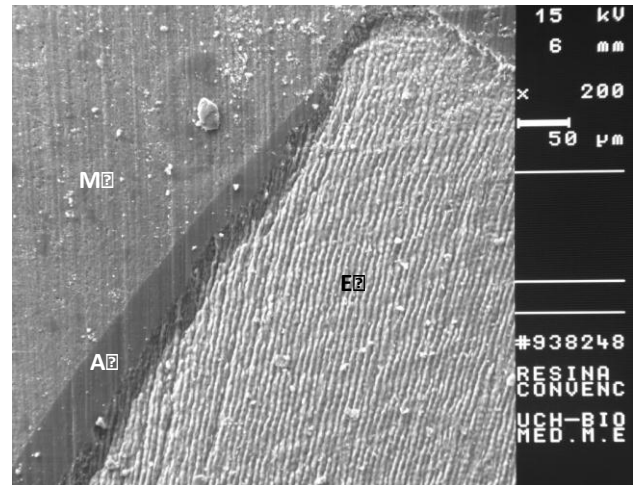


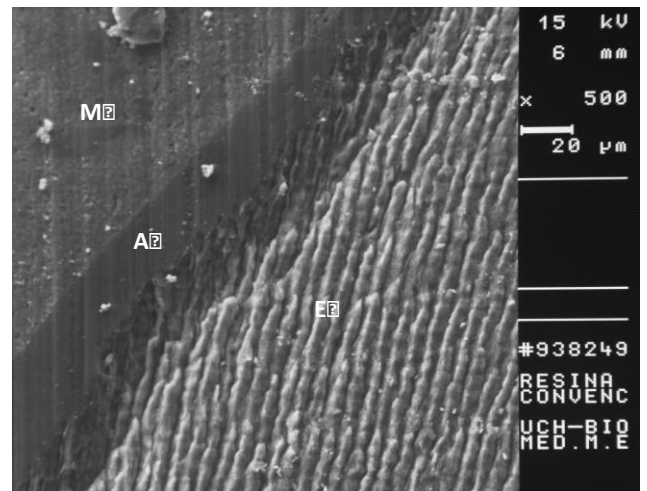
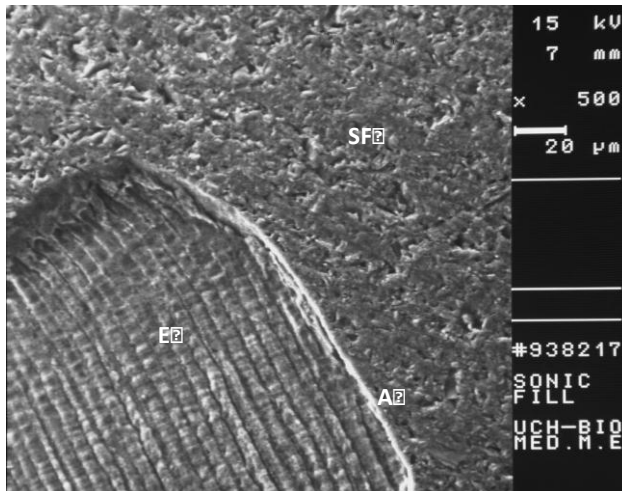
Fig. 15b

Al observar el borde cavo superficial Oclusal, con un aumento de 200X, podemos ver que ambos materiales restauradores se encuentran homogéneos, sin presencia de burbujas y con una interfaz adhesiva (A) firmemente adherida.

CORTE SAGITAL – Borde cavo superficial Oclusal – 500X

### SonicFill™

### Miris®



**Fig. 16a**

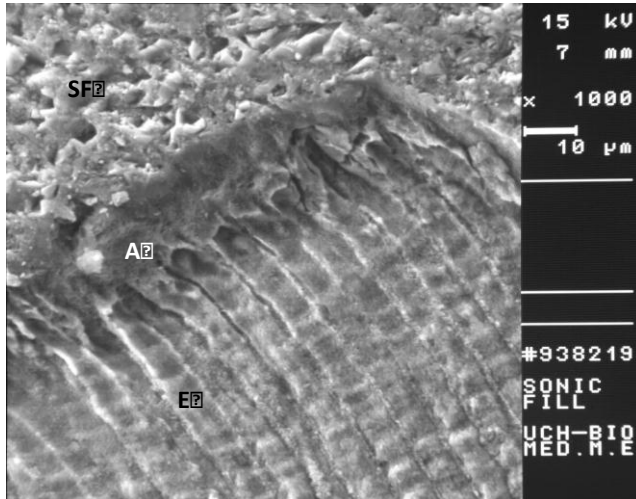
**Fig. 16b**

Al observar el mismo corte, pero con un aumento mayor de 500X se puede apreciar lo mismo que en las imágenes anteriores. Ambos materiales se encuentran homogéneos y bien adheridos a la estructura dentaria.

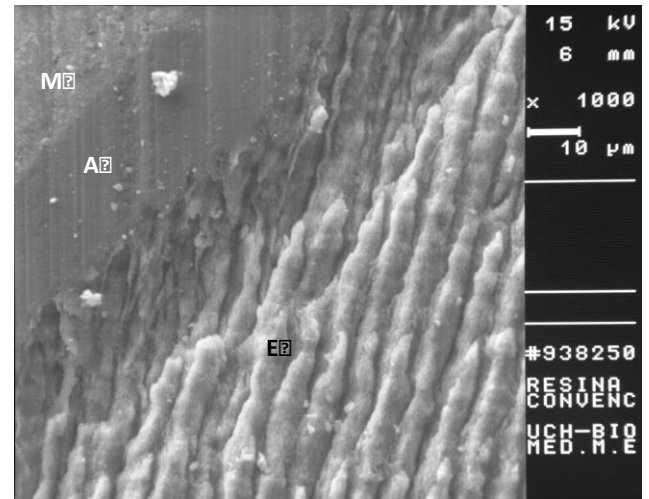
CORTE SAGITAL – Borde cavo superficial Oclusal – 1000X

**SonicFill™**

**Miris®**



**Fig. 17a**



**Fig. 17b**

Con un aumento de 1000X, podemos confirmar en su totalidad que ambos materiales se encuentran firmemente adheridos y polimerizados. En el caso de la figura n° 17b esto se explica porque al estar a nivel oclusal la lámpara alcanza a fotoactivar todo el material a diferencia de la zona del borde cavo superficial cervical, donde el material no alcanzó a polimerizar en su totalidad.

## DISCUSIÓN

La resina compuesta es el material de restauración plástico más utilizado y que más avances ha obtenido desde su aparición. A pesar de esto, aún hay características indeseadas, tales como la contracción de polimerización, no poseer adhesión específica a la pieza dentaria y presentar diferencias con respecto al coeficiente de variación dimensional térmico del diente. Lo anteriormente mencionado hace que la técnica de restauración sea compleja y engorrosa, la cual no está exenta de errores durante su procedimiento aumentando con esto las posibilidades de fracaso de la restauración.

Es por todo esto, que hasta el día de hoy hay una lucha continua por mejorar sus características y junto a eso, la necesidad de disminuir la complejidad de la técnica en cuánto a su tiempo clínico operatorio.

En virtud de lo anterior se creó un nuevo sistema de resinas compuestas de uso monoincremental, indicadas para restauraciones posteriores. El Sistema SonicFill™ permite al profesional realizar restauraciones complejas de molares y premolares con un procedimiento sencillo, de un solo paso, que combina las ventajas de un composite fluido con uno de restauración universal, disminuyendo considerablemente el tiempo operatorio para realizar una restauración, ya que no se realiza la técnica incremental.

Sin embargo, la necesidad de contar con un equipo especialmente diseñado para su aplicación, conlleva un alto costo económico por su alta tecnología y porque se pasa a depender exclusivamente de la marca que lo promueve, por lo que se llevó a cabo el presente estudio para evaluar si es posible obtener los mismos resultados que con SonicFill™ en cuanto a sellado marginal, ajuste y profundidad de polimerización, fluidificando mediante ultrasonido una resina compuesta convencional (Miris®). En ese caso, los costos para realizar una obturación de resina compuesta convencional serían mucho más bajos, ya que no se requeriría de un equipamiento adicional.

Los resultados obtenidos en la microscopía óptica, donde se evaluó la variable sellado marginal, de las restauraciones realizadas con material convencional Miris® y SonicFill™, ambas con igual acondicionamiento dentario y técnica adhesiva, muestran que hubo un mayor porcentaje de infiltración del agente colorante en las restauraciones con resina compuesta convencional Miris® (65,57%), a diferencia de las restauraciones con resina SonicFill™ (8,93%). Esto se ve corroborado con el análisis estadístico de los resultados (Tabla N°6), donde se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos de materiales, con lo cual se corrobora que SonicFill™ posee un mejor sellado marginal en comparación con la resina compuesta convencional fluidificada.

Para corroborar lo anterior, se realizó una evaluación descriptiva al MEB de las restauraciones realizadas con SonicFill™ y con Miris®. De acuerdo a lo anterior, se observó una perfecta adhesión de las restauraciones de SonicFill™ en la unión diente – restauración. Lo que podría explicarse porque este material logra gracias a su activación sónica, adaptarse muy bien a la pieza dentaria y compensar los efectos de la contracción, liberando las tensiones gracias a su modificación reológica producto de la acción del ultrasonido. En las restauraciones realizadas con resina compuesta Miris®, se observó un completo ajuste diente – restauración en las zonas del borde cavo superficial oclusal y pared axial. En cambio, a nivel del borde cavo superficial cervical, piso cavitario cervical y ángulo axiocervical, se observó formación de brecha y falta de ajuste en dichas zonas, lo que justificaría la filtración marginal observada en la prueba anterior.

Para buscar una explicación adicional al resultado observado en la prueba de sellado marginal y en la evaluación al MEB, se realizó un test de profundidad de polimerización, con el fin de determinar en qué medida ambos materiales pueden lograr un endurecimiento adecuado conforme a los requerimientos funcionales.

Considerando esta variable de profundidad de polimerización, los cilindros realizados con SonicFill™, polimerizaron en su totalidad a una profundidad de 5 mm, con una DS de 0, a diferencia de lo sucedido con los cilindros de resina

compuesta Miris®, donde no todos lograron polimerizar en su totalidad, con un promedio de polimerización de 4,6 mm y una DS de 0,32.

Los resultados descritos anteriormente en cuanto al alto porcentaje de infiltración marginal y a la falta de ajuste en la zona cervical obtenida en la restauración de resina compuesta convencional Miris®, podría ser explicado debido a que este material no logró polimerizar completamente a la profundidad de 5mm. Lo que podría tener tres explicaciones: En primer lugar, el sistema SonicFill™ tiene una cantidad de fotoiniciador mayor que la resina compuesta convencional, lo que le permitiría llegar a ese rango de fotoactivación (5mm). En segundo lugar, podría deberse a la mayor translucidez que posee SonicFill™ en relación a Miris®, pudiendo de esta forma la luz llegar a mayor profundidad. Y en tercer lugar podría atribuirse a una baja potencia de la lámpara de fotoactivación, la cual no fue capaz de llegar hasta el fondo de la restauración.

La falta de polimerización se puede comprobar con las imágenes observadas en el MEB de la resina compuesta convencional Miris®, en las cuales se pudo apreciar una falta de adhesión del material a nivel del borde cavo superficial cervical a diferencia de las zonas del borde cavo superficial oclusal y pared axial, donde se observó una perfecta unión de Miris® a la capa adhesiva y de esta a la dentina, lo que podría explicarse por un buen grado de polimerización y por la una ausencia de tensiones gracias a la fluidificación del material, las que de existir podrían producir una falla adhesiva producto de la contracción al polimerizar.

El análisis de nuestros resultados se puede confirmar con un estudio realizado por Muñoz- Viveros y col donde se evaluó el sellado marginal del composite SonicFill™ y otros materiales monoincrementales de estudio como, SureFil SDR y Filtek Supreme Ultra, en restauraciones clase II. Los cuales, al igual que en nuestro estudio, fueron sometidos a un régimen de termociclado y luego seccionados para observar la penetración del colorante. Los resultados obtenidos corroboran nuestras observaciones en las cuales SonicFill™ presentó la mejor puntuación global en microfiltración tanto en márgenes cervicales como en oclusal,



aunque estadísticamente fue equivalente a los otros materiales del estudio (SureFil SDR y Filtek Supreme Ultra) <sup>68</sup>.

Otro estudio, realizado por U. Blunck mostró que el composite SonicFill™ colocado en un único incremento (bulk filled) presenta una excelente adaptación marginal utilizando tanto un adhesivo de grabado y lavado como uno de autograbado. La integridad marginal de SonicFill™ fue superior a Filtek Supreme Plus y Tetric Evo Ceram colocados en capas incrementales de 2mm <sup>69</sup>.

Todo esto corrobora los resultados de nuestro estudio lo que indica que el Sistema SonicFill™ a pesar de ser aplicado en un solo incremento podría llegar a tener un buen comportamiento clínico a largo plazo, en cuanto a sellado marginal, ajuste y profundidad de polimerización. No así la resina compuesta convencional Miris® fluidificada mediante ultrasonido ya que no logró polimerizar en su totalidad, perjudicando esto, el ajuste y sellado marginal.

## CONCLUSIÓN

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

- En cuanto a la variable sellado marginal, la resina compuesta convencional fluidificada Miris®, presentó mayor grado de filtración marginal con diferencias estadísticamente significativas respecto de la resina SonicFill™.
- Las imágenes del MEB mostraron un perfecto ajuste a nivel del borde cavo superficial cervical, oclusal, pared axial y ángulo axiopulpar de SonicFill™. A diferencia de las imágenes obtenidas con Miris®, el cual no polimerizó completamente a nivel cervical, generando una falta de ajuste en esa zona.
- En cuanto a la variable profundidad de polimerización, SonicFill™ logró polimerizar con el tiempo de luz adecuado en la totalidad de su profundidad, no así las muestras obtenidas con Miris®, las cuales no todas lograron polimerizar en todo su espesor.
- En virtud de lo anterior, se rechaza la hipótesis “La Resina compuesta convencional Miris® (Coltène, Suiza) modificada con ultrasonido logra los mismos resultados en cuanto a ajuste, profundidad de polimerización y sellado marginal que SonicFill™”, por cuanto si existen diferencias entre ambos materiales.

## SUGERENCIAS

- Realizar el mismo estudio, evaluando ajuste, sellado marginal y profundidad de polimerización, pero utilizando una lámpara LED de mayor potencia que la utilizada en este estudio por el mismo tiempo de fotoactivación.
- Realizar el mismo estudio, evaluando ajuste, sellado marginal y profundidad de polimerización, pero utilizando una resina compuesta convencional distinta a la utilizada en este estudio, igualmente modificada por ultrasonido y con una lámpara LED.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Ministerio de Salud, Gobierno de Chile. Salud Bucal. Consultado el 24 de Septiembre de 2013. Disponible en: [http://web.minsal.cl/SALUD\\_BUCAL](http://web.minsal.cl/SALUD_BUCAL)
2. Cabello IR, Rodriguez MG, Tapia CR, Jara BG, Soto QL, Venegas CC. Human resources in dentistry and treatment needs of caries in 12 years old teenagers in Chile. Rev. Clinc.PeriodoncialImplantol.Rehabil.Oral.2011; 45-49.
3. Nocchi CE. Odontología restauradora: salud y estética. 2a.ed. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2008.
4. Cordero V. Estudio comparativo in vitro de la resistencia adhesiva de restauraciones en resina compuesta realizadas con técnica adhesiva con grabado ácido total v/s un sistema adhesivo autograbante. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano-Dentista. Santiago, Chile: Facultad de Odontología Universidad de Chile; 2004.
5. Craig R, O'Brien W, Powers Y. Materiales dentales, propiedades y manipulación. 6a.ed. EE.UU: Mosby Co; 1996.
6. Ehrmantraut M, Bader M. Polimerización de Resinas Compuestas a Través de Estructuras Dentarias. Rev. Fac. Odont. Univ. De Chile. 1994; 12(2): 22-27.
7. Macchi R. Materiales dentales 4a ed. Buenos Aires, Argentina: Panamericana; 2009.
8. Bolina J, Lautenschlager E, Monaghan P. Enamel Shear Bond Strength of Dental Sealants. Miami, Florida: IADR; 2009.
9. Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composites resins. A review of the materials and clinical indications. Med Oral Patol. Oral Cir. Bucal. 2006; 11: 215-20.
10. Baratieri L, Monteiro S, Cardoso L, Thadeu L. Operatoria Dental. Procedimientos Preventivos y Restauradores. Restauraciones con resina compuesta. 2a ed. Sao Paulo: Quintessence; 1993.
11. Uribe J, Spadillero M, Cabral J. Operatoria dental. Ciencia y Práctica: Sistemas Resinosos Compuestos. 3ª ed. Madrid: Avances Médicos - Dentales; 1990.

- Barrancos M, Barrancos J y col. Operatoria Dental. 3a.ed. Argentina: Panamericana; 1999.
12. Anusavice KJ, Phillips RW. Ciencia de los materiales dentales. 11<sup>a</sup>.ed. Madrid, España: Elsevier; 2004.
  13. Muñoz R. Estudio comparativo de la profundización de polimerización de resinas compuestas con lámpara L.E.D. y lámpara halógena convencional. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano-Dentista. Santiago, Chile: Facultad de Odontología Universidad de Chile; 2004.
  14. Fortin D, Vargas MA. The spectrum of composites: new techniques and materials. JADA. 2000; 131: 26-30.
  15. Alfaro C. Estudio comparativo in vitro de la resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta realizadas con técnica adhesiva convencional y autograbante de última generación. Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano - dentista. Santiago, Chile: Facultad de Odontología U. de Chile; 2005.
  16. Díaz J. Estudio comparativo in vitro de la resistencia adhesiva de tres resinas compuestas de nanorelleno. Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano - dentista. Santiago, Chile: Facultad de Odontología U. de Chile; 2004.
  17. Saavedra P. Comparación "In Vitro" del grado de resistencia adhesiva de los sistemas adhesivos Single Bond y Adper Single Bond 2. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano-Dentista. Santiago, Chile: Facultad de Odontología, Universidad de Chile; 2006.
  18. Ortega R. Estudio comparativo in vitro de la resistencia al desgaste de tres Resinas compuestas de nanotecnología y tres resinas compuestas convencionales. Trabajo de investigación para obtener el título de Cirujano Dentista. Santiago, Chile: Facultad de Odontología. Universidad de Chile; 2005.
  19. De la Macorra JC. Polymerization contraction of composite resin restorative materials. Odontol Cons. 1999; 2:24-35.

20. Lanata E. et. Col., *Operatoria Dental: Estética y Adhesión*. Buenos Aires, Argentina: Grupo Guía S.A; 2002.
21. Choi KK, Condon JR, Ferracane JL. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J Dent Res*. 2000; 79(3):812-817.
22. Braga RR, Ballester R, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: A systematic review. *Dent Mat*. 2005; 21:962-970.
23. Davidson CL, Gee SJ. Relaxation of polymerization contraction stressed by flow dental composites. *J Dent Res*. 1984; 63(2):146-148.
24. Pongprueksa P, Kuphasuk W, Senawongse P. The elastic moduli across various types of resin/dentin interfaces; *Dent Mater*. 2008; 24(8):1102-1106.
25. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res*. 1987;66:1636-1339.
26. Braem M, Lambrechts P, Van Dorem V, Vanherle G. The impact of composite structure on its elastic response. *J Dent Res*. 1986; 65:648-653.
27. Alves J, Nogueira E. *Estética odontológica nueva generación*. Sao Paulo, Brasil: Editorial Artes Médicas Latinoamericanas; 2003.
28. Wolfgang W, Christoph T, Rainer G. Siloranes in dental composite. *Dent Mater*. 2005; 21:68-74.
29. Browne RM, Tobias RS. Microbial microleakage and pulpal inflammation: a review. *Endod Dent Traumatol*. 1986; 2:177-183.
30. Davidson CL, Kemp-Scholte CM. Complete marginal seal of class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J Dent Res*. 1990; 69(6): 1240-1243.
31. Swift E, Perdigao J, Heymann H. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art 1995. *Quintessence International*. 1995; 26 (2):95-110.
32. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polimerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mat*. 2005; 21:1150-1157.

33. Macorra C, Gómez-Fernández S. Quantification of the configuration factor in class I and II cavities and simulated cervical erosions. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 1996;4(1):29-33.
34. Herrera D. Contracción de polimerización. San Simón, Bolivia: Universidad Mayor de San Simón; 2001.
35. ADA Council on Scientific affairs. Direct and indirect restorative materials. *J Am Dent Assoc.* 2003; 134; 463-472.
36. Astorga C, Bader M, Baeza R, Ehrmantraut M, Ribera C, Vergara J. Texto de Biomateriales Odontológicos. Santiago, Chile: Facultad de Odontología Universidad de Chile; 2004.
37. Montenegro MA, Mery A, Aguirre A. Histología y Embriología del Sistema Estomatognático. Departamento de Morfología Experimental. Santiago, Chile: Facultad de Odontología, Universidad de Chile; 1986.
38. Barrancos J. Operatoria dental. 4a.ed. Buenos Aires, Argentina: Panamericana; 2006.
39. Roberson T, Heymann H, Swift E. Sturedvant`s Art & Science of Operative Dentistry. 4a.ed. St. Louis-Missouri, EE.UU: Mosby Co; 2002.
40. Goes MF, Sinhoreti MA, Consani S, Da Silva MA. Morphological effect of the type concentration and etching time of acid solutions on enamel and dentin surfaces. *Braz Dent J.* 1998; 9:3-10.
41. Perdigao J. Adhesivos dentales: últimos avances. Departamento de Odontología Conservadora. Carolina del Norte, EE.UU: Universidad de Carolina del Norte; 2002.
42. Macchi R. Materiales dentales. 3a.ed. Buenos Aires, Argentina: Panamericana; 2000.
43. Lopes G, Baratieri L, De Andrada M, Vieira L. Dental adhesión: Present state of the art and future perspectives. *Quint Int.* 2002; 33(3):213-224.
44. Toledano M. et al. Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. *Am. J of Dent.* 2001; 14(4):205-210.
45. Watson V, Armellini D. Adhesión estado actual. *Act Odont Ven.* 1996; 34(1): 11-16.

46. Swift EJ. Bonding system for restoratives materials a comprehensive review. *Pediatr. Dent.* 1998; 20(2):80-84.
47. Viviana C. Estudio comparativo In Vitro de la resistencia adhesiva de restauraciones en resina compuesta realizadas con técnica adhesiva con grabado ácido total v/s un sistema adhesivo autograbante. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano- Dentista. Santiago, Chile: Facultad de Odontología, Universidad de Chile; 2004.
48. Perdigao J, et al. Clinical performance of a self-etching adhesive at 18 months. *Am. J. Dent.* 2005; 18(2):135-140.
49. Perdigao J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. A field emission SEM comparison of four post fixation drying techniques for human dentin. *Journal of Biomedical Materials Research.* 1995; 29(9):1111–1120.
50. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res.* 1979; 58(4):364-70.
51. Oliveira S, et al. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self - etching primer vs. a total-etch system. *Dent. Mater.* 2003; 19(8):758-767.
52. Nakabayashi N, Kojima, K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J. Biomed. Mater. Res.* 1982; 16:265-73.
53. Rich M. Análisis comparativo in vitro del grado de microfiltración marginal de restauraciones de resina compuesta realizadas usando seis adhesivos de diferentes marcas comerciales, con y sin evaporar sus solventes. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano- Dentista. Santiago, Chile: Facultad de Odontología Universidad de Chile; 2005.
54. Sunico M. el al. Effect of surface conditioning and restorative material on the shear bond strength and resine-dentin interface of new one botte nanofilled adhesive *Dent Mat.* 2002; 18:535-542.
55. Yamaguchi R, Powers JM, Dennison JB. Thermal expansion of visible-light-cured composite resins. *Oper Dent.* 1989; 14:64-67.
56. Munksgaar EC, et al. Dentin polimer bond promoted by Gluma and various resins. *J Dent. Res.* 1985; 64:1409-1411.



57. Barrancos J. Operatoria dental. 4<sup>a</sup>.ed. Buenos Aires, Argentina: Panamericana; 2006.
58. Braga R, Ferracone J. Alternatives in polymerization contraction stress management. Crit Rev Oral Biol Med. 2004; 15(3):176-184.
59. Labarca, PA, Baez, HD. Análisis del grado y profundidad de polimerización, a través de la resistencia al desgaste en resinas compuestas fotoactivadas. Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano dentista. Santiago, Chile: Universidad de Chile; 1992.
60. Villarroel M. Fotopolimerización de resinas compuestas y conceptos afines. . Rev. Dent de Chile. 2003; 95 (3): 24-31.
61. Bertoldi A. Aspectos negativos de las resinas compuestas. Filtración marginal. RAOA. 2003; 91(4):288-299.
62. Jackson RD. Colocación de composite en posteriores, Una nueva técnica, eficiente y práctica. Artículo. Dentistry Today. 2011. Consultado el 9 de Octubre de 2013. Disponible en:  
[http://www.kerrdental.es/media/538690/SonicFill\\_Colocacion%20composites\\_Dr\\_Jackson.pdf](http://www.kerrdental.es/media/538690/SonicFill_Colocacion%20composites_Dr_Jackson.pdf)
63. Kerr. Estados Unidos. Consultado el 28 de Octubre de 2013. Disponible en:  
<http://www.kerrdental.com/index/kerrdental-composites-sonicfill-3rdparty-2>.
64. Sonicfill.eu [homepage on the Internet]. Kerr Corporation; 2011. Consultado el 19 de Octubre de 2013. Disponible en [www.sonicfill.eu/](http://www.sonicfill.eu/)
65. Pfeifer C, Ferracane J, Sakaguchi, Braga R. Factors affecting photopolymerization stress in dental composites. J Dent Res. 2008; 87(11):1043-1047.
66. Thompson JY. Contracción volumétrica SonicFill™. NOVA Southeastern University, Ft. Lauderdale, FL. EE.UU: Kerr Corporation – SonicFill. Portafolio. Consultado el 19 de Octubre de 2013. Disponible en  
[www.kerrdental.es/media/Products/ProductFamily/3578/es-ES/Documents/100667/SonicFill\\_Portfolio%20Investigacion%20Cientifica.pdf](http://www.kerrdental.es/media/Products/ProductFamily/3578/es-ES/Documents/100667/SonicFill_Portfolio%20Investigacion%20Cientifica.pdf)
67. Muñoz-Viveros C. DDS, MSD; Marc Campillo-Funollet. Microfiltración en preparaciones de Clase II restauradas con el sistema SonicFill. Dental

Biomaterials Research Laboratory, State University of New York en Buffalo.  
Kerr Corporation – SonicFill. Portafolio de Investigación Científica. 2011.

Consultado el 7 de Noviembre de 2013. Disponible en

[www.kerrdental.es/media/Products/ProductFamily/3578/es-ES/Documents/100667/SonicFill\\_Portfolio%20Investigacion%20Cientifica.pdf](http://www.kerrdental.es/media/Products/ProductFamily/3578/es-ES/Documents/100667/SonicFill_Portfolio%20Investigacion%20Cientifica.pdf)

68. Blunck U. Evaluación de la efectividad de diferentes sistemas adhesivos en combinación con SonicFill (Kerr) en cavidades de Clase I. Dept. Operative Dentistry, Charité-Universitätsmedizin Berlin, Alemania: Kerr Corporation - SonicFill. Portafolio de Investigación Científica. 2011. Consultado el 7 de Noviembre de 2013. Disponible en

[www.kerrdental.es/media/Products/ProductFamily/3578/es-](http://www.kerrdental.es/media/Products/ProductFamily/3578/es-ES/Documents/100667/SonicFill_Portfolio%20Investigacion%20Cientifica.pdf)

[ES/Documents/100667/SonicFill\\_Portfolio%20Investigacion%20Cientifica.pdf](http://www.kerrdental.es/media/Products/ProductFamily/3578/es-ES/Documents/100667/SonicFill_Portfolio%20Investigacion%20Cientifica.pdf)

## ANEXOS

### ANEXO N°1

#### FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

##### TITULO DE LA INVESTIGACION:

“Análisis comparativo in vitro del ajuste, profundidad de polimerización y sellado marginal entre una resina compuesta convencional modificada con ultrasonido (Miris®) y una resina reo lógicamente modificada con ultrasonido (SonicFill™)”.

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

Las alumnas MaríaJosé Masafierro Villalobos y Daniela Ortiz Cancino de sexto año de Odontología de la Universidad Finis Terrae, están realizando un estudio cuyo objetivo es: “Determinar si un análisis comparativo entre una resina compuesta convencional modificada por ultrasonido y SonicFill™ logran los mismos resultados.”

Nuestro estudio pretende evaluar si los resultados al fluidificar una resina convencional mediante ultrasonido son los mismos que se pueden obtener con SonicFill™, para lo cual se requiere realizar las pruebas sobre piezas dentarias sanas.

Usted ha concurrido a esta Clínica porque requiere extraerse algunos molares por indicación de su Odontólogo. Por esta razón le solicitamos nos permita utilizar las piezas molares que le serán extraídas en las clínicas y pabellones de Cirugía de la Universidad Finis Terrae, las que serán usadas únicamente para el propósito de esta investigación.

Las muestras serán almacenadas indefinidamente, en un medio acuoso de suero fisiológico y formalina, hasta su utilización en el laboratorio para el fin anteriormente explicado.

Uste no se beneficiará por participar en esta investigación médica. Sin embargo, la información que se obtenga será de gran utilidad para conocer más acerca del comportamiento de los Biomateriales mencionados y los alcances que

ellos puedan tener en optimizar los resultados clínicos de las terapias a realizar con ellos.

Esto no tendrá costos para Ud. Es posible que los resultados obtenidos en este estudio sean presentados en revistas y conferencias médicas, sin embargo su nombre no será divulgado.

Su participación en esta investigación es completamente voluntaria, sin que su decisión afecte la calidad de la atención médica que le preste nuestra institución.

Para cualquier duda, favor contactar a:

Nombre de los investigadores: María José Masafierro Villalobos - Daniela Ortiz Cancino

Teléfonos de los investigadores: 99187072 - 91591483

Se me ha explicado el propósito de esta investigación médica. Firmo este documento voluntariamente. Se me entregará una copia firmada de este documento.

Nombre del Participante

Individuo que obtiene Consentimiento (nombre y firma)

ANEXO N°2

Tabla “Filtración Marginal”

N° Dientes	<u>SonicFill™</u>			<u>Miris®</u>		
	Profundidad Total	Infiltración	%	Profundidad Total	Infiltración	%
1	4,1	0,1	2,43	4	2	50
2	4,3	0,3	6,97	5	1	20
3	5	1	20	6	1,5	25
4	0	0	0	4,8	3,8	79,16
5	0	0	0	6	2,6	43,3
6	0	0	0	6	5	83,3
7	0	0	0	100	100	100
8	0	0	0	4	2	50
9	0	0	0	4,6	2,7	58,69
10	5	0,8	16	100	100	100
11	6	1	16,6	100	100	100
12	0	0	0	100	100	100
13	5,9	1,8	30,5	100	100	100
14	5	1,6	32	5,2	2,4	46,15
15	5	1,8	36	0	0	0
16	0	0	0	100	100	100
17	5,5	1	18,18	100	100	100
18	0	0	0	6	2	33,33
19	0	0	0	100	100	100
20	0	0	0	4	0,9	22,5