



UNIVERSIDAD  
**Finis Terrae**  
VINCE IN BONO MALUM

UNIVERSIDAD FINIS TERRAE  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
ESCUELA DE ODONTOLOGÍA

**ANÁLISIS COMPARATIVO IN VITRO DEL SELLADO MARGINAL A  
NIVEL CERVICAL DE RESTAURACIONES CLASE II DE RESINA  
COMPUESTA CONVENCIONAL HERCULITE PRÉCIS (KERR, USA)  
CON TÉCNICA INCREMENTAL Y UN NUEVO MATERIAL MONO-  
INCREMENTAL MODIFICADO REOLÓGICAMENTE SONIC FILL  
(KERR, USA).**

CYNTHIA ANDREA PÁEZ LÓPEZ

Memoria presentada a la Facultad de Odontología para optar al grado de Cirujano  
Dentista.

Profesor Guía: Dr. Marcelo Bader Mattar

Santiago, Chile

2013

***Dedicado a:***

*Mis Padres Eugenia y Julio por su sacrificio y amor.*

## AGRADECIMIENTOS

A mis padres Julio y Eugenia por entregarme siempre su amor, apoyo y comprensión en cada momento. Gracias por confiar en mí, porque sin ustedes jamás hubiera podido llegar hasta acá.

Todo se los debo a Ustedes.

A mi hermano Julio por su cariño y comprensión.

A toda mi familia que pese a las pérdidas que sufrimos en el desarrollo de este proceso, siempre están presentes para entregarme todo su amor y comprensión.

Un agradecimiento muy especial a mis Tíos Juan Droguett y Juan Chanalet que desde el cielo me acompañan y cuidan, puedo decirles al fin, misión cumplida.

A Sebastián, por ser un pilar fundamental ante toda adversidad. Gracias por entregarme tu amor, ánimo, contención, compañía y enseñarme a no rendirme jamás.

A mis abuelos María y Gerardo por su amor incondicional y especialmente a mi bisabuelo Antonio porque tú eres la raíz de toda esta familia.

Al Dr. Marcelo Bader Mattar, por su confianza, amabilidad, humor, disposición y guiarme con entusiasmo y comprensión en mi formación profesional.

A las funcionarias UFT en especial a Grace Martínez por su apoyo, amabilidad y contención en los momentos más difíciles y escuchar todos mis problemas.

A mis amigos por darme su apoyo moral y acompañarme durante toda mi carrera, conteniéndome en situaciones de complejidad.

A mis docentes, por entregarme los conocimientos y competencias necesarias para desarrollarme integralmente como estudiante y futura profesional.

## RESUMEN

En el presente estudio se evaluó el grado de sellado marginal a nivel cervical de restauraciones clase II de resina compuesta convencional Herculite Précis realizadas con técnica incremental y un nuevo material mono-incremental Sonic Fill.

Para realizar la medición, se utilizaron 30 molares recientemente extraídos en los cuales se realizaron 2 preparaciones cavitarias, una mesio-oclusal y otra disto-oclusal con dimensiones de 4 mm sentido ocluso- cervical, 3 mm sentido mesio- distal y 3 mm de profundidad.

En las preparaciones disto-occlusales de las muestras se realizó la técnica restauradora incremental con Herculite Précis (Kerr, USA), mientras que en las preparaciones mesio-occlusales se utilizó con Sonic Fill (Kerr, USA) con la técnica restauradora mono-incremental. Ambas preparaciones fueron acondicionadas de la misma manera antes de realizar las respectivas restauraciones. 48 horas posterior a esto las muestras fueron sometidas a un régimen de termociclado de 100 ciclos entre 5° C y 65°C.

Una vez concluido el termociclado, las piezas dentarias fueron cortadas en sentido longitudinal de la muestra con discos diamantados, abarcando las dos restauraciones realizadas.

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. El valor promedio de la microfiltración para la técnica restauradora incremental fue 57,4%, mientras que con la técnica restauradora mono-incremental se obtuvo un valor promedio de 27,9%. El análisis estadístico de las muestras demostró que existen diferencias significativas entre ambos grupos.

## ÍNDICE:

Introducción.....	1
Marco Teórico.....	4
Hipótesis.....	28
Objetivo General.....	28
Objetivos Específicos.....	28
Material y Método.....	29
Resultados.....	35
Análisis de los Resultados.....	36
Discusión.....	40
Conclusión.....	44
Sugerencias.....	45
Bibliografía.....	46
Anexos.....	54

## INTRODUCCIÓN:

La Odontología Restauradora tiene como objetivos devolver anatomía y funcionalidad de las piezas dentarias que han sufrido distintas afecciones tales como las generadas por la caries dental, por traumatismos, y por malformaciones congénitas o hereditarias, las que dejan como secuela la pérdida o falta de sustancia de la pieza dentaria, la que requiere ser rehabilitada a través del uso de distintos tipos de biomateriales odontológicos, que permitirán devolver la función y anatomía de los dientes, intentando no interferir con el ecosistema bucal. <sup>(1)</sup>

Dentro de los materiales restauradores directos, uno de los más utilizados en Chile son las resinas compuestas las cuales poseen ciertas ventajas, como son la estética, resistencia adecuada, y cómoda aplicación; no obstante presentan desventajas como falta de adhesión específica al diente, cambios dimensionales térmicos y contracción de polimerización. <sup>(2)</sup>

La contracción de polimerización es uno de los mayores problemas que presentan las resinas compuestas y corresponde a una reducción volumétrica producto de un reordenamiento de los monómeros al pasar a polímeros. <sup>(2)</sup> La contracción de polimerización se produce al foto activar la resina compuesta en la preparación cavitaria, situación en la cual puede generarse un estrés que a su vez puede ser traspasado a la unión diente-restauración <sup>(3)</sup> lo que provocará un sellado marginal imperfecto que favorecerá la aparición de una brecha marginal importante y por consiguiente, microfiltración marginal, la que se define como el pasaje clínicamente indetectable de bacterias, fluidos, moléculas y/o iones entre las paredes cavitarias y el material de restauración <sup>(4)</sup>. Esto provocará una serie de consecuencias tales como la sensibilidad dentaria y el paso de bacterias a través del margen de la restauración, lo que podrá traducirse en caries secundaria adyacente a la restauración, irritación pulpar y deterioro del material de restauración utilizado. <sup>(5)</sup>

Numerosas son las técnicas clínicas descritas para contrarrestar el efecto generado por la contracción de polimerización. Entre ellas encontramos, una configuración cavitaria que favorezca la adhesión, regulación de la entrega de la energía lumínica fotoactivadora, optimización de la técnica adhesiva, variaciones de la composición de las resinas compuestas y empleo de técnicas incrementales de restauración. <sup>(5, 6)</sup>

La técnica incremental de restauración es una de las maniobras más utilizadas en la actualidad y consiste en construir una restauración mediante la polimerización separada y progresiva de capas sucesivas del material, con lo cual se reduce en forma eficaz la tensión generada por la contracción de polimerización, debido a que las capas más pequeñas reducen la extensión de la superficie adherida y aumentan la no adherida, reduciendo de esta forma el factor C o de configuración cavitaria. <sup>(7, 8)</sup>

Todo esto constituye un procedimiento muy complejo y con muchas posibilidades de cometer errores en especial en preparaciones ocluso-proximales. Ante ello surge un nuevo material, el cual busca simplificar la técnica para realizar restauraciones en piezas posteriores, ahorrando tiempo clínico, ya que se aplica en un solo paso combinando las ventajas de una resina fluida con un composite universal. Este nuevo sistema que no requiere de técnica incremental, es Sonic Fill (Kerr, USA) y se caracteriza especialmente por su rápida aplicación en un incremento único de hasta 5mm lo que disminuiría considerablemente el tiempo clínico utilizado para la confección de una restauración posterior dejando atrás las técnica incremental, pero utilizando la misma técnica de acondicionamiento y adhesión. <sup>(9)</sup>

Pero ¿Qué pasará con la contracción de polimerización que es uno de los mayores problemas que tienen las resinas compuestas? Si la técnica incremental es reconocida como el factor de mayor incidencia en el control de la contracción para optimizar el sellado marginal, entonces ¿qué sucederá con este nuevo material mono-incremental? ¿Cómo evita que las tensiones generadas por la

polimerización restringida del material no generen una brecha marginal? ¿Qué pasa al fotoactivar el material con el sellado a nivel de la pared cervical?

Es por ello que se hace necesario investigar sus reales alcances, lo que motivó la realización del presente estudio, ya que considerando que sus fabricantes señalan que se logra un excelente desempeño clínico en las restauraciones realizadas con Sonic Fill (Kerr, USA) y tomando en consideración que el material se utiliza en un solo incremento, lo que va en contra de los conceptos que se aplican en la actualidad acerca de compensar el efecto de la contracción y sus consecuencias sobre el sellado marginal, queda la duda de si realmente logrará un resultado similar a la técnica utilizada con el material convencional, ya que de ser así, constituirá un cambio radical en los procedimientos clínicos restauradores utilizados hasta el día de hoy con las resinas compuestas.

De allí que el propósito del presente estudio fue evaluar el grado de sellado marginal in vitro de restauraciones de resina compuesta convencional Herculite Précis, realizadas con técnica incremental y el nuevo material mono-incremental modificado reológicamente Sonic Fill.



## MARCO TEÓRICO:

A nivel global, una de las enfermedades de mayor prevalencia e incidencia en la población en general, es la caries dental.<sup>(10)</sup> Esta afecta la salud física y síquica de los individuos, siendo la primera causa de pérdida de piezas dentarias.<sup>(11)</sup>

En Chile, los problemas de salud bucal presentes en nuestra población continúan siendo de alta prevalencia en todos los grupos etarios, y si bien, en general no son causa de muerte, afectan la calidad de vida de las personas. Con relación a lo anterior las patologías bucales de mayor prevalencia en nuestro país son: la caries dental, las enfermedades gingivales y periodontales, y las anomalías dento-maxilares.<sup>(12)</sup>

La caries es una enfermedad infectocontagiosa que afecta la estructura dentaria a través de un ataque ácido continuo, que causa la desmineralización progresiva del diente en el tiempo produciendo la pérdida de estructura dentaria.<sup>(63)</sup>

A pesar de ser la prevención el método principal para evitar su instalación y progresión, cuando la caries se vuelve irreversible es la remoción del tejido dañado y su posterior rehabilitación la solución. Para lograr la restauración de la pieza dentaria se utilizan biomateriales odontológicos que permitan restaurar su anatomía normal, sustituir en algún grado las propiedades perdidas y devolver aspecto estético a la pieza afectada.<sup>(1,13)</sup>

De esto se ocupa la Odontología restauradora, cuyos principales objetivos son:

1. Recuperar y mantener el equilibrio del ecosistema bucal.
2. Devolver y preservar la salud del complejo pulpodentinario y óseo peridentario, para dar buen soporte al tratamiento rehabilitador.
3. Lograr integridad marginal con un adecuado sellado marginal, para evitar la microfiltración y recidiva de la enfermedad.
4. Devolver la forma anatómica a la pieza dentaria.

5. Obtener una armonía óptica, para que la restauración pase desapercibida en el resto de la pieza dentaria. <sup>(14)</sup>

Según la técnica utilizada para realizar la rehabilitación con una restauración, podemos dividirla en dos tipos:

### **1) Restauraciones Directas:**

Son aquellas que se realizan cuando el daño generado por la lesión de la caries dental es menor de un tercio de la distancia intercuspídea, y además cuando no se encuentran afectadas las cúspides dentarias. Para ello se utilizan técnicas que son realizadas en una sola sesión, mediante la colocación de materiales de obturación en la preparación biológica los cuales se moldean, tallan y se da forma definitiva en la boca del paciente, para luego endurecer in situ. <sup>(15)</sup>

### **2) Restauraciones Indirectas:**

Se realizan cuando se presenta un daño de mayor magnitud, incluyendo debilitamiento o destrucción de cúspides, y donde los materiales de obturación directa no cumplirán los requisitos mecánicos óptimos para una restauración. Se trabajan fuera de la boca del paciente y solo una vez que se le ha dado su forma final, se lleva a boca y se adhiere a la preparación cavitaria operatoria. <sup>(16)</sup>

Durante décadas, el material de restauraciones directas más utilizado fue la amalgama dental. Sus adecuadas propiedades físicas y fácil manipulación, lo hacen el material de elección para la restauración de piezas dentarias posteriores. Sin embargo, este material presenta algunos inconvenientes, como es la falta de adhesión al tejido dentario, lo que hace necesario destruir gran cantidad de tejido sano con el objeto de crear retenciones para el material. Además posee

condiciones estéticas deficientes acorde a las exigencias actuales y dudosa biocompatibilidad. <sup>(17)</sup>

A pesar de la gran cantidad de materiales de restauración alternativos, actualmente la creciente demanda estética por parte de los pacientes ha llevado a la disminución progresiva del uso de las amalgamas, y apuntan a la obtención de restauraciones estéticas, no solo en el sector anterior, sino también en el sector posterior de la boca, lo que ha generado una intensiva investigación y evolución de materiales adhesivos.

Es por ello que uno de los biomateriales más utilizados actualmente en odontología por su estética son las resinas compuestas, las que se utilizan como sellantes de puntos y fisuras, restauraciones operatorias del sector anterior y posterior de la boca, restauraciones provisionales, restauraciones radiculares, cementación de pernos, coronas, prótesis fija plural y restauraciones estéticas indirectas. <sup>(18)</sup> Este material, también conocido como composite, fue introducido comercialmente a mediados de los años 1960 y desde su advenimiento ha experimentado un significativo desarrollo. <sup>(19)</sup>

Las resinas compuestas se definen como “una combinación tridimensional de al menos dos materiales químicamente diferentes con una interfase distinta que une los componentes”. <sup>(20)</sup> De acuerdo a lo anterior, son una mezcla compleja de resinas polimerizables mezcladas con partículas de relleno inorgánico unidas a través de una cubierta de silano (agente de unión o acoplamiento) dispuesto sobre las partículas de relleno. Otros aditivos se incluyen en la formulación para facilitar la polimerización, ajustar la viscosidad y mejorar la opacidad radiográfica. <sup>(13)</sup> Por lo tanto, las resinas compuestas dentales contienen una mezcla de partículas inorgánicas duras unidas por una matriz resinosa suave, y por ello se componen básicamente de 3 fases:

**-1) Fase orgánica o Matriz:** Corresponde a una combinación de monómeros junto a un sistema iniciador para la polimerización por radicales libres y estabilizadores para maximizar la estabilidad de almacenamiento de la resina compuesta no polimerizada y la estabilidad química de la resina polimerizada. <sup>(24)</sup> Esta fase orgánica, fue desarrollada a partir de una resina epóxica, cuyos grupos terminales son reemplazados por grupos metacrilato que son más susceptibles de polimerizar. Como resultado no se obtiene una resina epóxica, sino un metacrilato aromático que da más rigidez y resistencia a la molécula. Debido a que la molécula de BisGMA es muy viscosa para utilizarse sola, se utilizan otros monómeros de dimetacrilato con peso molecular más bajo con el objeto de lograr una adecuada viscosidad para la incorporación de rellenos. Generalmente, los monómeros utilizados como diluyentes del BisGMA son el metacrilato de metilo (MMA), el dimetacrilato de tetraetilenglicol (TEGDMA) y el etilenglicol dimetacrilato (EDMA). Al bajar la viscosidad de la mezcla monomérica se puede incorporar más relleno dentro de ella. En otras resinas compuestas, el BisGMA es reemplazado por dimetacrilato de uretano o por una mezcla de ambos. <sup>(20)</sup>

**-2) Relleno inorgánico:** Representado por partículas inorgánicas que se agregan en forma dispersa a la matriz resinosa con el objeto de mejorar sus propiedades físicas y mecánicas. Esta fase inorgánica potencia en gran medida las propiedades de las resinas compuestas, en comparación a los antiguos materiales estéticos, de tal forma que refuerza al material mejorando las características de su resistencia; además mejora la manipulación del composite, le otorga radiopacidad y aminora los cambios dimensionales térmicos y la contracción de polimerización. <sup>(20)</sup>

Se han utilizado diversos tipos de relleno en las resinas compuestas. Originalmente, se utilizó partículas de cuarzo de forma irregular, de gran tamaño (30 a 50 $\mu$ ) y dureza. Posteriormente, se utilizó partículas de Sílice coloidal esféricas de entre 0.02 a 0.04 $\mu$ m de diámetro, así como también se reemplazó el cuarzo por Borosilicato, Estroncio o Circonio; también se ha incluido Silicato de

litio y Aluminio, y diversos vidrios de Aluminosilicatos. Actualmente, los rellenos más usados son vidrio de bario, zinc e itrio. <sup>(13)</sup>

En general, las resinas compuestas tienen un coeficiente de expansión térmica que equivale a un tercio o a la mitad del correspondiente a las resinas acrílicas sin relleno, y por lo tanto se aproximan más al valor que posee la estructura dentaria. <sup>(18)</sup>

Es destacable el uso de silicato y aluminio como rellenos, ya que poseen un coeficiente de expansión negativo, motivo por el cual se reduce aún más este coeficiente en la resina compuesta. <sup>(18)</sup>

Las partículas de relleno pueden tener forma de fibra, forma esférica, forma irregular y plana, y su tamaño puede variar hasta un máximo de 40µm o incluso 60µm. Sin embargo, actualmente la tendencia es de reducir el tamaño de las partículas de tal manera que el diámetro promedio actual es del orden de 0.4 a 0.8µm. <sup>(18)</sup>

Generalmente las resinas compuestas contienen entre un 70 a 75% de relleno en su matriz, aunque hay productos que indican un 80% en peso de partículas de relleno. <sup>(18, 13)</sup>

Por otro lado, la composición del relleno suele modificarse con otros iones para lograr obtener propiedades determinadas. Por ejemplo, añadiendo bario, zinc, boro, circonio e itrio se consiguen partículas de relleno más radiopacas. Sin embargo, si la modificación es excesiva y se reemplaza la estructura de sílice, se puede afectar la eficacia del agente acoplador. <sup>(18)</sup>

**-Agente de acoplamiento:** Es evidente que para tener un comportamiento mecánico adecuado del material, debe haber una buena unión entre la matriz y el relleno, esto es necesario no solo para lograr las mejores propiedades mecánicas sino también para evitar que penetre agua en la interfase matriz-relleno. El agente de acoplamiento cubre el sustrato inorgánico y actúa como elemento de unión química a la matriz orgánica otorgando cohesión al material. <sup>(13)</sup> Los más utilizados

son los compuestos órgano-silanos, que son moléculas con doble polaridad, es decir, bifuncionales, ya que pueden reaccionar mediante enlaces de tipo covalente con la superficie orgánica y por enlaces iónicos a la superficie inorgánica, de esta manera este órgano-silano une químicamente el relleno reforzado a la matriz resinosa. <sup>(18)</sup> Hoy en día las partículas de relleno son sometidas a un proceso de silanización, para cubrir la superficie de relleno, volviendo a las partículas hidrófobas y capaces de reaccionar químicamente con el monómero de la matriz orgánica. En todo caso, el tipo de silano usado en cada producto particular normalmente se desconoce. <sup>(22)</sup>

Otro aspecto a considerar es el endurecimiento de las resinas compuestas, el cual se lleva a cabo mediante reacciones químicas que ocurren entre las pequeñas moléculas que las componen, los monómeros, para formar una gran molécula o polímero. Para que este proceso llamado polimerización ocurra, los monómeros deben ser activados a través de un agente iniciador; este iniciador forma radicales libres en los monómeros, de tal forma que al quedar con un electrón impar se transforma en un compuesto altamente reactivo. <sup>(20)</sup>

A su vez, para que el iniciador pueda actuar debe ser activado por otro agente llamado activador. El activador le entrega la energía necesaria para combinarse con una molécula de BisGMA y rompe la unión C=C, apareándose con una de ellas y dejando libre la otra, la que reaccionará con más BisGMA hasta completar el proceso de polimerización. <sup>(22)</sup> El iniciador puede ser activado en forma química o física. La activación química ocurre a través de un proceso de Oxido-Reducción, para lo cual se utiliza peróxido de benzoilo como iniciador y una amina terciaria aromática como activador. El sistema de activación física puede actuar por medio de temperatura o a través de una luz con determinada longitud de onda; el uso de la activación por calor se limita a la confección de incrustaciones de resina compuesta (inlays-onlays), carillas, prótesis fijas unitarias y plurales, es decir, para procesos indirectos. Por otro lado, el iniciador que actúa en la activación lumínica es una  $\alpha$ -dicetona (canforoquinona), la cual es activada por luz visible con longitud

de onda de 470 nm, <sup>(22)</sup> y actúa sobre una amina alifática, generando los radicales libres necesarios para iniciar la polimerización.

De esta manera, la primera presentación comercial de las resinas compuestas fue como polvo (relleno silanizado) y líquido (monómero) para mezclar. Posteriormente, el material se cambió a dos pastas, una base y una catalizadora o activadora de la reacción, de tal forma que la primera contenía el peróxido iniciador y la otra la amina activadora y así, al mezclarse en iguales cantidades, se producía el proceso de polimerización. <sup>(13)</sup> Con el paso de los años se dejó de lado el sistema de activación químico al aparecer la activación por medio de luz visible que originó las resinas fotopolimerizables. Estos composites se presentan como una sola pasta contenida en una jeringa de plástico opaco para evitar la exposición del material a la luz y así prolongar su longevidad. Por sus múltiples beneficios, este último sistema es el más utilizado en la actualidad. <sup>(13)</sup>

De acuerdo a lo anterior, las resinas compuestas se clasifican como:

- **Resinas Compuestas Activadas Químicamente**, en la actualidad se encuentran en franco desuso

- **Resinas Compuestas Activadas por Luz**, poseen grandes ventajas respecto a sus predecesoras, como son:

- Superior estabilidad de color respecto a los sistemas de autopolimerización, debido al cambio del acelerador que ya no es una amina terciaria aromática, sino una tipo alifática o lineal que no se oxida y que reacciona con un elemento fotosensible, permitiendo mayor estabilidad de color.

- Mayor tiempo de trabajo útil, ya que la polimerización sólo comienza al activarse con luz. Esto permite modelar la restauración hasta que se está conforme con la anatomía lograda y en ese momento se activa el material para su endurecimiento.

<sup>(13)</sup>

- Mayor integridad estructural, debido a que no se requiere espatular para lograr la mezcla como en los sistemas de autocurado, ya que viene en una sola pasta con

lo que se reduce la incorporación de aire, la presencia de poros, y la acción de inhibición del oxígeno sobre la polimerización. <sup>(13)</sup>

- Mayores cualidades estéticas, por presentarse en una amplia gama de colores y opacidades, permitiendo colocar distintos colores para caracterizar la restauración según el tejido dentario.

- Mejor capacidad de sellado marginal, por la posibilidad de compensar el efecto de la contracción de polimerización, además de utilizar el sistema o técnica incremental en la construcción de la restauración. <sup>(14)</sup>

Sin embargo, este no ha sido el único aspecto estudiado en los composites. Otra gran área de estudio para mejorar las propiedades de las resinas compuestas, fueron los rellenos inorgánicos, tanto en el tipo de relleno, como el tamaño de sus partículas. Este último punto ha permitido clasificar a este material de acuerdo al tamaño de las partículas del relleno que contiene. Así, existen seis grupos de resinas compuestas:

### **1. Resinas Compuestas Convencionales o de Macrorelleno:**

Es la primera generación de Resinas Compuestas. También fueron llamadas Resinas Compuestas de Macropartículas, Convencionales o Tradicionales. Estas resinas contenían una carga inorgánica de partículas grandes, con tamaños que fluctuaban entre 1 a 100 micrómetros, las que eran preparadas por molido. Debido a esta producción de tipo mecánico, las primeras partículas tenían una forma poliédrica irregular. Más tarde, con el objeto de lograr una distribución de fuerzas más uniforme a través de la resina para así disminuir la posibilidad de formación de grietas o cortes en la superficie de la restauración junto con mejorar la unión partícula-agente silánico, se intentó redondear estas partículas con lo que se redujo su tamaño a valores de entre 1 y 35 micrómetros. <sup>(21, 22)</sup>

Estas primeras resinas compuestas tenían un alto porcentaje de relleno de cuarzo, que alcanzaba al 70% u 80% en peso (50% en volumen), esto le proporcionó un aumento de la resistencia mecánica y una disminución de la contracción de



polimerización en relación con las resinas acrílicas. Sin embargo, esto también se tradujo en una excesiva dureza superficial y gran dificultad para pulir las partículas de relleno, lo que implicaba restauraciones con superficies irregulares que facilitaban el depósito de placa bacteriana. Además, el desgaste producido por el estrés y la fatiga termodinámica, hacía que las partículas se desprendieran de la matriz formándose poros y cracks internos. Debido a esto, esa clase de resinas compuestas tuvo poca aceptación clínica, ya que sufrían importantes desgastes y pigmentaciones. <sup>(22)</sup>

Por lo mismo, se intentó mejorar estos materiales, y así surgieron las resinas compuestas de partículas finas.

## **2. Resinas Compuestas de Partículas Finas o Minipartículas:**

En estas resinas se disminuyó el tamaño de las partículas de relleno uniformándolas a rangos de entre los 0.5 y 6  $\mu\text{m}$ ; con lo cual se logró mejorar la textura superficial pero sin lograr un óptimo resultado. <sup>(22)</sup>

## **3. Resinas Compuestas de Micropartículas o de Microrelleno:**

Estas resinas surgieron ante la dificultad de pulido que presentaban las resinas hasta ese momento desarrolladas. Se utilizó como material de relleno el dióxido de Silicio obtenido químicamente por hidrólisis y precipitación, dando origen a partículas refinadas de entre 0.007 y 0.14  $\mu\text{m}$  de tamaño, aunque las usadas más frecuentemente tienen un tamaño de 0.04 a 0.05  $\mu\text{m}$  en promedio. <sup>(22)</sup> Al disminuir el tamaño de las partículas de relleno se logró conseguir una óptima superficie pulida, pero desmejorando el rendimiento mecánico. Por lo mismo, estas resinas compuestas son utilizadas en la zona bucal anterior como sustituto del esmalte, debido a sus características de buena textura superficial, estabilidad de color, gran resistencia al desgaste y excelentes cualidades de pulido. Sin embargo, su desventaja es que al tener bajo contenido de relleno poseen menores propiedades mecánicas, motivo por el que se buscó lograr resultados intermedios entre resistencia y superficie pulida, surgiendo así las Resinas Compuestas Híbridas. <sup>(22)</sup>

#### **4. Resinas Compuestas Híbridas:**

Nacen como alternativa a las resinas compuestas de macrorrelleno y las de microrrelleno, y se denominan así porque contienen dos tipos de relleno: Macropartículas optimizadas con tamaños que varían en 1 a 15 $\mu\text{m}$  y micropartículas de alrededor de 0.04  $\mu\text{m}$ .<sup>(22)</sup>

El propósito de esta mezcla fue la obtención de materiales con las mejores propiedades de las resinas de macrorrelleno y de las resinas de microrrelleno; por ello el resultado fue una resina compuesta con propiedades intermedias, vale decir, con resistencia mecánica mejorada en comparación con las resinas de microrrelleno y con un mejor pulido y terminación que las de macrorrelleno. Este composite es más resistente al desgaste, su coeficiente de expansión térmica es similar al de las resinas de micropartículas, tiene buenas propiedades físicas, y con un pulido intermedio entre los materiales de macro y microrrelleno.<sup>(22)</sup>

De acuerdo al tamaño de partículas que estas resinas híbridas contienen, estas se pueden dividir en Resinas Compuestas Híbridas de partículas medianas (con un tamaño entre 5 a 15  $\mu\text{m}$ ) y Resinas Compuestas Híbridas de partículas pequeñas (tamaño de partículas de 1 a 5  $\mu\text{m}$ ).<sup>(22)</sup>

#### **5. Resinas Compuestas Microhíbridas:**

Como una forma de mejorar el comportamiento de las Resinas Compuestas Híbridas, se desarrollaron los materiales microhíbridos, los que constituyen materiales muy similares a las resina híbridas, pero con la diferencia que la fracción de partículas grandes se ha uniformado a rangos entre 0.1 y 3  $\mu\text{m}$ , de tal forma que el tamaño de partículas promedio oscila entre los 0.4 y 0.9  $\mu\text{m}$ . Con esto se logró aumentar la carga de relleno, disminuir los cambios dimensionales, aumentar la resistencia mecánica y al desgaste, y mejorar la capacidad de pulido asemejándose más en este aspecto a las resinas de microrrelleno.<sup>(22)</sup>

## 6. Resinas Compuestas de Nanorelleno y Nanohíbridas:

Son las de más reciente aparición, llegando al mercado a fines del 2002, y cuya novedad es que poseen nanorrelleno compuesto por partículas esféricas de 5 a 100 nanómetros (un nanómetro es la milésima parte de un micrómetro ( $\mu\text{m}$ ) y además, partículas de mayor tamaño. Las primeras experiencias indicarían que son útiles para restauraciones anteriores y posteriores, fáciles de tallar sin que se deformen, con buena variedad en colores de diferentes grados de opacidad o translucidez, y fáciles de pulir. Actualmente, la mayoría de las resinas compuestas en el mercado nacional y mundial corresponden a este tipo. <sup>(23)</sup>

Como se señaló, las resinas compuestas endurecen por reacción de polimerización, la cual se acompaña de dos fenómenos:

- El primero es la exotérmica, que se produce debido a que el material pasa de un estado de mayor energía a otro menor, donde la diferencia energética se libera a través de calor.
- El segundo es uno de los fenómenos más importantes de las resinas, la contracción de polimerización, que es el resultado del acortamiento de la distancia entre las moléculas, ya que las moléculas de monómero están unidas inicialmente por fuerzas de Van de 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 menor, disminuyendo así el volumen de la masa. <sup>(24, 25)</sup>

En la contracción de polimerización de las resinas compuestas, las moléculas de la matriz se encuentran antes de polimerizar alejadas unas con otras por una distancia promedio de alrededor de 4nm y al polimerizar, para que se puedan establecer uniones químicas primarias del tipo enlace covalentes entre los monómeros, esta distancia se acorta a 1,5 nm, produciéndose la reducción volumétrica. <sup>(24)</sup> Esta reducción dependiendo del tipo de material puede llegar a ser del 2 al 4% del volumen total de la masa a polimerizar.

Por otra parte cuanto más bajo sea el peso molecular promedio de la mezcla de monómeros que forman la fase resinosa, mayor será el porcentaje de contracción volumétrica. Aumentando la cantidad de relleno inorgánico, menor será el volumen de monómero presente en la resina con lo que se disminuye la contracción de polimerización. A mayor grado de conversión de monómeros a polímero, mayor cantidad de enlaces covalentes se producen, disminuyendo así la distancia entre las moléculas con la consiguiente mayor contracción de polimerización. <sup>(25, 26)</sup>

También podemos decir que cuanto menor sea la viscosidad del material, mayor será la contracción. Esto se debe a que la viscosidad de los materiales se adapta durante el proceso de fabricación a las necesidades de la clínica mediante tres métodos principales:

- 1) variando el tipo, porcentaje y cantidad de relleno
- 2) añadiendo resinas de menor peso molecular, siendo los más conocidos el trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA), el etilenglicol dimetacrilato (EGDMA) o el bisfenol metacrilato (BISMA)
- 3) combinando ambos métodos. <sup>(25)</sup>

Las resinas compuestas también presentan algunas desventajas, tales como la falta de adhesión específica a la estructura dentaria, contracción de polimerización y cambios dimensionales térmicos. <sup>(27)</sup> Estas propiedades negativas que poseen las resinas compuestas, es necesario tenerlas en cuenta a la hora de realizar la restauración.

El primer problema o desventaja fundamental que es la falta de adhesión específica a las estructuras dentarias, nos hace recurrir a un procedimiento clínico que nos permita no solo su fijación in situ sino además también compensar los cambios que ella sufrirá al endurecer y así evitar que la restauración se separe de la preparación cavitaria. <sup>(27)</sup>

Otro de los problemas que estos materiales sufren es un cambio volumétrico significativo al endurecer, el cual genera tensiones en la unión adhesiva. Estas

tensiones podrían llegar a romper el sellado de la restauración a este nivel con el consiguiente problema de filtración marginal, y de esta manera la restauración perdería su funcionalidad en boca. <sup>(6)</sup>

Otro fenómeno importante, es la diferencia de coeficiente de variación dimensional térmico que existe entre el composite y la pieza dentaria, el que puede llegar a ser cuatro veces mayor en el composite. Esto provoca un bombeo alternado de imbibición y exudación de líquidos a través del margen de la restauración debido a las alteraciones de volumen por variaciones térmicas de la resina compuesta, proceso llamado percolación. Este proceso puede llevar a la filtración marginal de la restauración. <sup>(7, 26)</sup>

Al estar adherida la resina a una superficie dentaria y polimerizar, se generan fuerzas internas en la estructura del material que se transformarán en tensión que afectará la integridad marginal en la interface de unión entre el diente y la restauración, pudiendo crear fallos cohesivos o adhesivos con desadaptación y filtración, o bien, si la adhesión diente restauración es buena, las tensiones se liberarán sobre la estructura dentaria adyacente pudiendo generarse pequeñas fisuras a nivel de esmalte, sensibilidad postoperatoria y predisponiendo al diente a una eventual fractura. <sup>(17)</sup> Cualquiera sea el resultado de lo anterior, pueden quedar tensiones residuales finalizado el proceso de la polimerización, las que pueden afectar el comportamiento de la restauración. 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>(25)</sup>

Las tensiones generadas por la contracción de polimerización de las resinas compuestas dependerán de varios factores, entre las cuales se pueden mencionar: la configuración de la cavidad (factor C) <sup>(24)</sup>, la magnitud de la contracción y la rigidez de las resinas compuestas (módulo de elasticidad) relacionada directamente con las propiedades visco-elásticas de los materiales. <sup>(28,</sup>  
29)

**Factor de configuración cavitaria (factor C):**

Es una relación matemática que permite determinar la magnitud del estrés de polimerización que generará una resina compuesta en una preparación biológica, luego de ser polimerizada. Es decir, estima la tensión residual de polimerización que sufrirá la restauración según su configuración cavitaria. <sup>(30)</sup>

Feilzer y cols., definieron el factor C 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>(31)</sup>

**FACTOR DE CONFIGURACIÓN**

$$\text{Factor C} = \frac{\text{Superficie adherida}}{\text{Superficie no adherida}}$$

Factor C: Clase IV= 1 / Clase I= 5

A mayor factor C, mayor stress de contracción

En una preparación cavitaria, mientras menor sea el número de superficies adheridas, menor serán los problemas para compensar los efectos generados por el stress de la contracción debido a que esto permitiría la disipación de las tensiones hacia las superficies libres (a través de la capacidad que tienen las resinas compuestas de fluir) no afectando así la fase adhesiva, como sería en el caso de una restauración clase IV. El caso contrario sería una restauración clase I, donde eventualmente habría mayor número de superficies adheridas que superficies libres <sup>(31,32)</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>(33, 34)</sup>

Si consideramos que la tensión está relacionada con la cantidad de esfuerzo (es decir, cuanto “tira” el material al contraerse) y con el módulo de elasticidad, basándose en 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, esta fórmula puede traducirse en 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 interface adhesiva. Por lo tanto, 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>(35)</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 y permitiendo que el material fluya hacia su centro o hacia el punto de adhesión. En el punto gel de la reacción, esta compensación de la contracción no es posible, el material se tensiona y el stress comienza a transmitirse hacia 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 y logrando eventualmente que las fuerzas transmitidas a la interface diente-restauración, rompan la adhesión, lo que podría llevar al fracaso clínico de la restauración. <sup>(24, 36)</sup>

Las resinas compuestas necesitan polimerizarse para obtener sus propiedades, cuanto más se polimerizan mejores propiedades consiguen. Pero lamentablemente cuanto más se polimerizan, más se contraen. Y cuanto más se contraigan durante la fase post gel, más van a someter a tensión las superficies adheridas. Las desventajas y consecuencias que traen la contracción de polimerización son: la formación de brechas marginales, micro filtración a través de la interface diente restauración producida por fallas en la adhesión, pigmentación de la interface debido a la entrada de sustancias y bacterias, micro fracturas producidas por un buen adhesivo que resiste las tensiones, recidiva de caries y dependiendo del tamaño y profundidad de la cavidad, pérdida de la vitalidad pulpar, lo que podría afectar la longevidad de la restauración, haciéndola fracasar. <sup>(20, 36, 37)</sup>

La contracción de polimerización no se puede evitar porque el material necesita contraerse, pero existen medidas para compensar este efecto. <sup>(38)</sup>

### **Acondicionamiento dentario:**

El mecanismo utilizado durante años ha sido la retención macromecánica dada por el diseño de la preparación, pero junto con la introducción de las resinas compuestas se introdujo la posibilidad de aumentar la retención a través del acondicionamiento de la estructura dentaria con la técnica de grabado ácido introducida por Buonocore en 1955, para “volver a la superficie dentaria más receptiva para la adhesión” <sup>(39)</sup> facilitando la adhesión de la resina compuesta al esmalte. Tras diversos estudios, logró desarrollar una técnica en que al esmalte dentario se le aplicaba un ácido fosfórico al 85% durante 60 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. (2, 35, 40)

Con las investigaciones de Gwinnett en 1967, se descubrió que el grabado ácido del esmalte remueve una capa superficial de aproximadamente 10  $\mu\text{m}$ , dejando una capa porosa de entre 5 a 50  $\mu\text{m}$  de profundidad donde puede fluir una resina de baja viscosidad hacia las micro porosidades la cual, una vez endurecida genera 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. El grabado también incrementa la humectabilidad y el área superficial de contacto del sustrato de esmalte. (35)

Al producirse la desmineralización del esmalte, se originan patrones de desmineralización que fueron descritos a comienzos de los años setenta según la morfología estructural de ellos. 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. (35, 42, 43) De estos tipos de grabado, los más adecuados para realizar la función retentiva son, en primer lugar el tipo I y luego el tipo II, evitando obtener el tipo III.

Actualmente la utilización del ácido fosfórico es al 37%, la cual ha demostrado ser la concentración más adecuada, 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. (44)

El tiempo de aplicación del ácido también es un factor importante, no debe 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. El tiempo de 15 a 20 segundos es un plazo considerado clínicamente apropiado (41,54) 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>(45)</sup>

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

Por otro lado la adhesión a dentina no puede seguir el mismo patrón que en el esmalte, por la microestructura de ella, dentro de la cual destaca su alto contenido orgánico, su estructura tubular con la presencia del proceso odontoblástico y la presencia del barro dentinario que se forma inmediatamente después de conformar la preparación. Conviene por ende, conocer la naturaleza de la dentina para entender los procesos de adhesión que en ella ocurren. <sup>(46)</sup>

La dentina es un tejido conectivo parcialmente mineralizado (70-75%) derivado del mesodermo, 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>(39, 47)</sup>

Estructuralmente las entidades de la dentina son: las prolongaciones odontoblásticas, los túbulos dentinarios y la matriz dentinaria calcificada. Las prolongaciones odontoblásticas son extensiones citoplasmáticas de los odontoblastos localizados en la zona externa de la pulpa. Estas prolongaciones son conocidas también como Fibras de Tomes y se extienden en la dentina dentro de los túbulos dentinarios. <sup>(41)</sup>

Los túbulos dentinarios son pequeños canales que se extienden a través de todo el espesor dentinario, desde la pulpa hasta la unión amelodentinaria, describiendo un trayecto sinuoso en forma de S itálica. Los túbulos no tienen el mismo diámetro ni tampoco se encuentran en la misma proporción en las diferentes zonas de la dentina, 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 al límite se encuentran en una cantidad de 20.000 por  $\text{mm}^2$  con un diámetro aproximado de  $0,9 \mu\text{m}$ . <sup>(41, 48)</sup>

La dentina está estructurada según el grado de calcificación 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 y está formada por numerosas fibrillas de colágeno y sustancia intercelular amorfa. <sup>(41,49)</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>(45)</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>(45)</sup> Actúa como una barrera de difusión, que podría evitar el contacto íntimo entre el sistema adhesivo y el sustrato dentinario. Además quedan bacterias en este barro dentinario que pueden sobrevivir y multiplicarse bajo las restauraciones. <sup>(35)</sup>

Los estudios han demostrado que 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 la unión puede ser mejorada si la dentina es grabada con ácido fosfórico previamente a la aplicación del adhesivo. <sup>(51)</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>(51)</sup>, aumentando considerablemente la adhesión de la resina compuesta, no solo en esmalte, sino también en la dentina. <sup>(52)</sup>

Esta técnica remueve el barro dentinario, desmineraliza la dentina intertubular y peritubular, aumenta la permeabilidad dentinaria y ensancha las túbulos. <sup>(41)</sup> Así deja una matriz colágena expuesta y sin sustentación, debido a la remoción de los cristales de hidroxiapatita. La profundidad de la desmineralización se ve afectada por varios factores, incluyendo el pH, concentración, viscosidad y tiempo de aplicación del ácido. <sup>(50)</sup> Es necesario tener cuidado con la excesiva desecación del agua de la dentina, porque las fibras colágenas al quedar sin sustentación 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>(35)</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 la formación de las irregularidades o porosidades en el esmalte y la exposición de una malla de colágeno en dentina creadas con la técnica de grabado ácido total en las superficies dentarias, es necesario la utilización de algún medio que facilite la retención, y estos son 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>(40, 53)</sup>

Los adhesivos dentinarios son resinas de baja viscosidad que están constituidos, por lo general, por tres elementos fundamentales, una resina monomérica (adhesivo propiamente tal) encargada de generar la adhesión con el material restaurador, otra sustancia que también es a base de monómeros, el agente imprimante y 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>(39)</sup>

La principal característica del sistema adhesivo es la formación de una capa entremezclada de colágeno y resina. Esta es la llamada “capa híbrida” y es el mecanismo de adhesión primario en la mayoría de los sistemas adhesivos actuales. <sup>(35, 54)</sup>

La capa híbrida brinda unión micromecánica para la resina compuesta y tanto ésta como las proyecciones de resina en el interior de los túbulos dentinarios (tags) son imprescindibles para obtener un buen sellado y una buena adhesión, especialmente la capa híbrida. 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. <sup>(54)</sup>

### **Técnica de restauración:**

Con el fin de limitar los efectos de la contracción de polimerización y el stress generado por un factor  $c$  desfavorable, se sugiere utilizar la técnica incremental, la cual consiste en construir una restauración mediante la polimerización separada y progresiva de capas sucesivas del material, con lo cual se reduce en forma eficaz la tensión generada por la contracción 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  $C$ . <sup>(7, 30)</sup> 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. <sup>(55)</sup> 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, esta es solo de entre un 70 y el 85% de la contracción ha tenido lugar y recién después de 5 minutos podría llegar a alcanzar hasta el 93%. Además, durante la contracción del

último incremento, una tensión considerable generada desde el primer incremento puede estar aun 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>(6, 55)</sup>.

Se puede reducir el estrés residual al interior de la masa a polimerizar si se guía la contracción de polimerización, se minimiza la masa de composite a polimerizar en la cavidad y se reduce la proporción de superficie de material adherido a las paredes cavitarias, en relación a la superficie que queda libre (Factor C). <sup>(30)</sup>

En la Técnica incremental, el operador agregará a la preparación volúmenes de material no superiores a 2 mm de grosor, con el fin de disminuir la magnitud de la tensión residual entre la resina y la cavidad, además de reducir el número de planos adheridos en relación a las superficies libres del material durante la polimerización de cada incremento, lo que favorece la liberación de tensiones residuales. Esto se traduce en una mejor adaptación del material reduciendo la posibilidad de microfiltración y sus complicaciones subsecuentes. <sup>(56)</sup>

Pero todo esto constituye un procedimiento clínico-operatorio complejo y con muchas posibilidades de cometer errores en cavidades clase II, por la suma de complicaciones clínicas, añadiendo más pasos operatorios a una técnica restauradora que por sí es compleja en su totalidad, incrementando el tiempo clínico que requiere el proceso.

En la técnica de restauración en un solo paso la mayor preocupación y la razón por la cual no se ha masificado su uso, es debido a la dificultad que poseen para lograr una buena adaptación a las paredes cavitarias, sobre todo a nivel cervical y al efecto de la contracción volumétrica, factores que pueden provocar desajuste en la interfase diente-restauración generando finalmente la microfiltración marginal.

Es por ello que se ha desarrollado un nuevo material con el cual se pretende disminuir la cantidad de pasos operatorios al utilizarlo mono-incrementalmente, ya que Sonic Fill (Kerr, USA) está reológicamente modificado para compensar el

efecto de la contracción de polimerización. Se trata de un material más elástico que permite liberar las tensiones y fluir durante la contracción, para permitir un mejor sellado marginal Sonic Fill (Kerr, USA) es más fácil de manipular para el odontólogo ya que se utiliza en un solo incremento, reduciendo así tiempos y pasos operatorios y las posibilidades de errores. <sup>(57, 58)</sup>

El sistema Sonic Fill (Kerr, USA) utiliza una resina con elevado porcentaje de relleno (83,5%) y modificadores especiales que reaccionan ante energía sónica. Al aplicar la energía sónica a través de una pieza de mano (KaVo) creada específicamente para SonicFill, el modificador provoca una disminución en la viscosidad de hasta un 87%, lo cual aumenta la fluidez del composite, lo que permite una colocación rápida y adaptación exacta a las paredes de la preparación en un solo bloque. Cuando la energía sónica se detiene, el composite recupera una mayor viscosidad, con un estado de consistencia adecuado para moldear y contornear la restauración. El incremento del nivel de los foto iniciadores en el composite permite una profundidad de polimerización de 5 mm en 20 segundos con una fuente de luz de tan solo 550mW/cm<sup>2</sup> y la mayor translucidez de Sonic Fill (Kerr, USA) no compromete los resultados estéticos. <sup>(57, 59)</sup>

Sin embargo, dado que la química de las resinas compuestas que involucran una contracción al polimerizar, en términos generales no ha sido cambiada en Sonic Fill, es fundamental determinar cuál sería su comportamiento al ser utilizado en forma mono incremental, ya que no está claro como compensa las tensiones generadas por la contracción y el efecto de la magnitud de esta en el sellado marginal de la restauración.

Si consideramos que Sonic Fill (Kerr, USA) utiliza volúmenes de material de hasta 5 mm y en un solo incremento, esto necesariamente tendría que tener un efecto sobre las tensiones que deberá soportar la fase adhesiva, considerando que no solo estaríamos aumentando considerablemente el factor C lo que produciría un mayor estrés de contracción<sup>(57, 59)</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 aumentara produciendo un incremento del estrés de contracción en la interface resina dentina. <sup>(60)</sup>

Si bien el material es fluidificado sónicamente para darle mayor elasticidad y así liberar el stress generado por la contracción restringida del material al polimerizar y al mismo tiempo facilitar su adaptación a las paredes cavitarias <sup>(57, 59)</sup>, queda la duda de si realmente logrará un buen resultado a nivel de sellado marginal en cervical evitando la filtración marginal, que constituye el mayor problema de las restauraciones de resina compuesta.

De allí que el presente estudio buscó determinar el grado de sellado marginal obtenido entre restauraciones de resina compuesta realizadas con una técnica mono-incremental a través de Sonic Fill (Kerr), en comparación con una técnica incremental utilizando una resina compuesta convencional, Herculite Précis (Kerr), para establecer si existen diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos.



## **HIPÓTESIS:**

Existen diferencias en el grado de sellado marginal de restauraciones de resina compuesta convencional Herculite Précis (Kerr, USA) realizadas con técnica incremental y el nuevo material mono-incremental modificado reológicamente Sonic Fill (Kerr, USA).

## **OBJETIVO GENERAL:**

Determinar si existen diferencias en el grado de sellado marginal de restauraciones de resina compuesta convencional Herculite Précis (Kerr,USA), realizadas con técnica incremental y el nuevo material mono-incremental modificado reológicamente Sonic Fill (Kerr, USA).

## **OBJETIVOS ESPECIFICOS:**

-Determinar el grado de sellado marginal cervical de restauraciones de resina compuesta convencional Herculite Précis (Kerr, USA) con técnica incremental.

-Determinar el grado de sellado marginal cervical de restauraciones realizadas con el nuevo material mono-incremental modificado reológicamente Sonic Fill (Kerr, USA).

-Comparar el grado de sellado marginal obtenidos en los grupos de estudio.

## MATERIAL Y MÉTODO

### a) Diseño del estudio:

El diseño del estudio, es experimental in vitro.

### b) Universo y muestra:

La muestra necesaria para realizar este estudio es de 30 especímenes, correspondientes a terceros molares permanentes sanos, extraídos hace no más de 2 meses.

Las piezas dentarias utilizadas en el estudio fueron obtenidas de diversas fuentes, en su mayoría por donaciones de profesionales que no participaron en el estudio, por lo que su procedencia es desconocida para los autores del trabajo.

### c) Variables:

Las variables a estudiar son:

Variable	Definición	Dimensión	Indicador
Microfiltración cervical	Movimiento de bacterias, fluidos, moléculas, iones y aire desde la cavidad oral a la interfase de la pieza dentaria y el material de obturación en la zona cervical.	Medida en mm de penetración del colorante	mm de penetración  Porcentaje de penetración del agente marcador
Técnica de	Técnica de obturación utilizada en	Técnica de obturación en forma incremental.	Aplicación de resina Herculites en incrementos

restauración.	restauraciones de resina compuesta	Técnica de obturación en forma mono-incremental	Aplicación de resina Sonic Fill monoincremental
---------------	------------------------------------	---	---

**d) Recolección de datos:**

Los especímenes fueron obtenidos en la Clínica Odontológica de la Universidad Finis Terrae, durante el curso de Medicina Estomatológica y del Dolor. Previo a la exodoncia, se les informó y consulto a los pacientes verbalmente si accederían a donar su pieza dentaria a la investigación científica. Para lo cual todos firmaron una declaración de consentimiento informado, cuyo formato se adjunta en el anexo I.

El estudio experimental in vitro se llevó a cabo en el laboratorio de Simulación clínica de la Facultad de Odontología de la Universidad Finis Terrae.

Las muestras fueron almacenadas en un medio de conservación formado por 2cc de Formalina y 98cc de suero fisiológico isotónico al 9%, en un recipiente rotulado cerrado, a temperatura ambiental, con el fin de mantener su hidratación hasta su utilización en la etapa experimental.

Previo a su utilización, las piezas dentarias fueron limpiadas con curetas para eliminar los restos de ligamento periodontal, y luego limpiadas con escobillas profilácticas y agua.

En cada molar fueron realizadas dos preparaciones biológicas clase II, una oclusomesial y una oclusodistal, estandarizadas en sus dimensiones, de 4 mm de extensión ocluso-cervical, 2 mm en sentido mesio-distal y 3 mm de profundidad, es decir, desde borde cavo superficial proximal a la pared axial, ocupando el tercio

medio de la cara correspondiente y quedando la pared axial en dentina. Los márgenes cervicales fueron ubicados a 1 mm del límite amelo-cementario.

Todas las preparaciones fueron realizadas por un operador único calibrado, utilizando fresas cilíndricas de diamantes con extremo redondeado N° ISO 806 314 de 012 mm y turbina de alta velocidad con refrigeración. Cada fresa fue cambiada cada cinco preparaciones biológicas para evitar su desgaste.

Luego de realizadas las preparaciones, cada diente fue conservado en suero fisiológico isotónico hasta realizar la restauración.

Todas las preparaciones biológicas de las piezas dentarias fueron grabadas utilizando Ácido Ortofosfórico al 35%, en los márgenes de esmalte durante 10 segundos, luego fue lavado con agua en spray desde la jeringa triple por 10 segundos, para luego extenderse con el Ácido Ortofosfórico a todo el tejido dentinario de las preparaciones por otros 10 segundos. De esta manera se completará un tiempo de 20 segundos de grabado en esmalte y de 10 segundos para la dentina. El ácido fue lavado con agua en spray proveniente de la jeringa triple durante 20 segundos. El exceso de humedad fue removido con papel absorbente, dejando el tejido dentinario hidratado pero sin exceso de humedad. Luego se utilizó el sistema adhesivo Optibond Versa (Kerr, USA) que fue aplicado en todas las preparaciones biológicas de acuerdo a las instrucciones del fabricante. La primera capa de primer frotándolo por 20 segundos y luego soplado durante 10 segundos, posteriormente fue colocada la segunda capa de adhesivo frotándolo durante 10 segundos, y luego se fotoactivo durante 30 segundos.

Posteriormente al acondicionamiento dentario, se adaptó una banda matriz de molares Toffelmire con un porta matriz, previa a la aplicación de la Resina Compuesta. La unión matriz-pieza dentaria a nivel cervical fue asegurado mediante presión digital, simulando la acción que realiza la cuña que se utiliza al realizar restauraciones próximo-oclusales.

Los dientes fueron divididos en 2 grupos:

Grupo A: representado por las restauraciones mesio-oclusales las cuales fueron restauradas con el nuevo material Sonic Fill (Kerr, USA) en un solo incremento, se talló y se fotoactivo por el tiempo establecido por el fabricante.

Grupo B: representado por las restauraciones disto-oclusales las cuales fueron restauradas con resina Herculite Précis (Kerr, USA) con técnica incremental oblicua, la cual consiste en que el primer incremento fue colocado en sentido diagonal desde la mitad de la pared cervical a la pared vestibular, y se fotoactivo durante 20 segundos; el segundo incremento será colocado de forma oblicua desde la otra mitad de la pared cervical hacia la pared palatina/lingual, y se fotoactivo por 10 segundos en sentido diagonal y 20 segundos directamente desde oclusal; por último el tercer incremento fue colocado hacia coronal hasta completar la restauración y se fotoactivó por 60 segundos, protocolo utilizado en la Clínica Odontológica de la Universidad Finis Terrae.

Una vez realizadas las restauraciones, las muestras fueron conservadas dentro de un frasco rotulado, mantenidas en una estufa con control de humedad y temperatura, a una humedad relativa ambiental de 100% y a una temperatura de 37° Celsius durante 48 horas. Para evitar errores de infiltración del agente marcador por otras vías diferentes al margen cervical de las restauraciones, los ápices de cada pieza dentaria fueron sellados con vidrio ionómero de fraguado químico, en aquellas piezas dentarias que poseen un diámetro del foramen apical mayor a 1 mm.

Luego se aplicó una capa de adhesivo instantáneo a base de cianocrilato sin incluir un área de 1mm de la periferia de los márgenes cervicales de la preparación. También se sellaron los surcos y cúspides coronarios con dos capas de esmalte para uñas. Posteriormente, cada molar fue barnizado con 2 capas de barniz de uñas transparente, y finalmente, se cubrió la misma zona con acrílico rosado de autopolimerización. Todas las muestras fueron marcadas por su superficie mesial y distal con marcador indelebles.

Las piezas dentarias fueron sometidas a un proceso de termociclado, en una solución acuosa de 200 ml de azul de metileno al 1%, como indicador de microfiltración, así este penetraría en la interfase durante la contracción y expansión del material y el diente, se realizaron 100 ciclos térmicos entre 5°C y 65°C, manteniendo los especímenes sumergidos por 30 segundos en cada baño térmico y atemperándolas a temperatura ambiental por 15 segundos antes de cambiar entre un baño y otro. Posteriormente se realizaron cortes longitudinales a abarcando ambas restauraciones, se midió el grado de microfiltración obtenido de acuerdo al porcentaje de penetración del colorante a través de la interfase diente-restauración a nivel cervical. Las muestras fueron enumeradas de la 1 a la 24 y luego observadas con microscopía óptica con aumento 10x en una grilla graduada, donde se observó y midió la dimensión de la pared cavitaria y la penetración del colorante para determinar el porcentaje de filtración.

**e) Plan estadístico:**

Los resultados obtenidos fueron recolectados en una planilla Excel, en la cual las columnas están representadas por el porcentaje de infiltración del azul de metileno de los grupos y en las filas irán las muestras numeradas del 1 al 24.

Muestra	Nº	% Resina convencional Herculites Précis (Kerr, USA)	% Resina Modificada Sonic Fill (Kerr, USA)
1			
.....			
<b>PROMEDIO</b>			

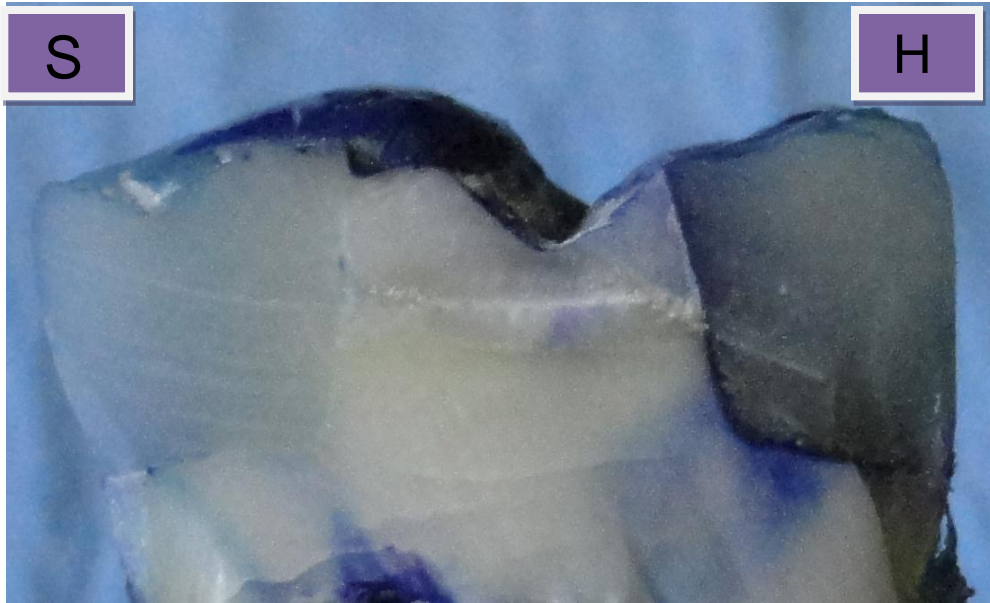


fig. N°1: Molar cortado sagitalmente para observar el grado de filtración marginal. La letra S, representa la restauración realizada con Sonic Fill. Con letra H la obturación efectuada con Herculite Précis.

Los resultados obtenidos, fueron en relación al porcentaje de microfiltración de azul de metileno en cada uno de los grupos recolectados, los cuales fueron tabulados en una planilla Excel y expuestos en porcentaje y analizados mediante la prueba Shapiro-Wilk para determinar si la muestra presenta una distribución normal o no. De acuerdo a lo cual, se realizó un análisis no paramétrico para establecer si existen diferencias significativas entre los grupos, en cuanto al grado de sellado marginal de restauraciones de resina compuesta convencional con técnica incremental y resina modificada geológicamente mono-incremental.

## RESULTADOS

Los resultados alcanzados en cada grupo fueron tabulados y graficados como se expone a continuación.

	Sonic Fill	Herculite Précis
N° Muestra	Porcentaje Filtración	Porcentaje Filtración
1	12,5%	0%
2	0%	100%
3	10%	16,6 %
4	11,1%	100%
5	12%	44,4%
6	0%	44,45%
7	0%	44,4%
8	20%	36%
9	100%	100%
10	0%	100%
11	0%	0%
12	100%	100%
13	20%	100%
14	22,2%	100%
15	0%	0%
16	28,5%	18,1%
17	44,4%	100%
18	0%	54,5%
19	100%	50%
20	50%	50%
21	41,6%	30%
22	38,4%	100%
23	60%	50%
24	0%	40%
<b>Media</b>	<b>27,94583</b>	<b>57,43333</b>

Tabla N°1: Valores de porcentaje de infiltración marginal obtenidos con ambas técnicas y medias para cada una respectivamente.



## ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

Los datos de ambos grupos se sometieron primeramente a estudios de distribución normal mediante la prueba de Shapiro-Wilk. Posteriormente se estimaron estadígrafos descriptivos que permitieran tener una aproximación de la estructura de los datos en cada uno de los tratamientos estudiados. Los tratamientos fueron comparados mediante la prueba no paramétrica de U de Mann-Whitney, El nivel de significación empleado en todos los casos fue de  $\alpha = 0,05$ .

### Resultados de la estimación de la normalidad en los datos de ambos tratamientos estimados

Pruebas de normalidad				
	RESINA COMPUESTA	Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.
FILTRACION MARGINAL	SONIC FILL	,796	24	,000
	HERCULITE PRÉCIS	,848	24	,002

Tabla N°2: Análisis estadístico mediante test Shapiro-Wilk.

En la Tabla N°2, se muestran los resultados de la estimación de distribución normal de los datos en los tratamientos estudiados. Se encontró que la prueba fue altamente significativa ( $p < 0,05$ ), lo cual indica que ambos grupos de datos no tienen distribución normal.

**Resultados de la estimación del rango promedio y suma de rangos en los datos de los tratamientos estudiados**

<b>Descriptivos</b>			
RESINA COMPUESTA			Estadístico
FILTRACION MARGINAL	SONIC FILL	Media	27,9458
		Mediana	16,2500
		Varianza	1093,990
		Desv. típ.	33,07551
	HERCULITE PRÉCIS	Media	57,4333
		Media recortada al 5%	58,2593
		Mediana	50,0000
		Varianza	1374,669
		Desv. típ.	37,07653

Tabla N°3: Rangos promedios y suma de rangos para ambas Resinas compuestas

En la tabla N°3, se muestran que la media y la mediana es superior en el grupo “Herculite Précis”, lo que indica que la filtración aparentemente es mayor con esta restauración en relación con la comparada.

## Resultados de la comparación entre los dos tratamientos estudiados

### Estadísticos de contraste<sup>a</sup>

	FILTRACION MARGINAL
U de Mann-Whitney	154,500
W de Wilcoxon	454,500
Z	-2,793
Sig. asintót. (bilateral)	,005

Tabla N° 4: Sistemas Estadísticos de contraste

En la Tabla N°4, se muestran los resultados de la comparación entre ambos tratamientos. El nivel de significancia de la prueba empleada fue 0,005, lo que indica que fue significativo ( $p$  menor a 0,05), es decir, que ambos tratamientos tienen diferente nivel de filtración.

## Diagrama de cajas en ambos tipos de restauración

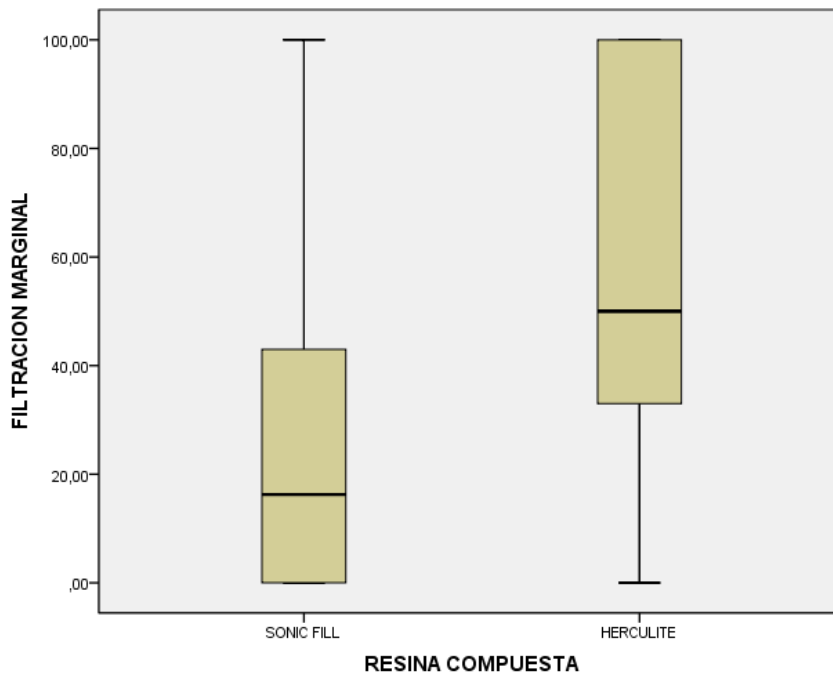


Grafico N°1: Diagrama de cajas en ambos tipos de restauración

En el Grafico N°1, se observa que ambas medianas son diferentes, y que la distribución de los datos en la columna “Herculite Précis” es más amplia.

## DISCUSIÓN

En la actualidad, existe una gran variedad de materiales odontológicos restauradores, dentro de los cuales los de mayor uso clínico son las resinas compuestas.

Recientemente, está disponible Sonic Fill (Kerr, USA) una nueva resina compuesta modificada reológicamente, que utiliza técnica mono-incremental. Dicho material, vendría a revolucionar la técnica de restauración incremental, que durante años ha sido utilizada para reducir las desventajas inherentes que poseen las resinas compuestas.

El presente trabajo busca analizar comparativamente ambas técnicas, determinando el grado de sellado marginal a nivel cervical de restauraciones clase II, realizadas con resina compuesta convencional Herculite Précis (Kerr, USA) utilizando técnica incremental y Sonic Fill (Kerr, USA) resina compuesta modificada reológicamente utilizando técnica mono-incremental.

Los resultados de este estudio demuestran la aparición de microfiltración marginal para los dos sistemas de resina a nivel cervical, expresando que hay diferencias en el porcentaje de microfiltración entre ambas resinas, siendo menor para Sonic Fill (Kerr, USA), en comparación con la resina compuesta convencional Herculite Précis (Kerr, USA), siguiendo el mismo patrón de grabado y acondicionamiento para los dos sistemas.

Esto concuerda con el estudio realizado por Majeed A (2009), se comparó la microfiltración en esmalte y dentina para cuatro sistemas de resina compuesta en cavidad clases II, y en cuyos resultados ninguno de los materiales aplicados fue capaz de eliminar completamente la microfiltración marginal. <sup>(61)</sup>

Si tomamos como ejemplos algunos de los estudios efectuados con resinas compuestas por diferentes investigadores y bajo distintas técnicas restauradoras, todos concuerdan que independiente de la técnica obturadora aplicada, del tipo y consistencia de resina compuesta utilizada, del tipo y mecanismo de adhesión, así

como la técnica de polimerización, todos los resultados presentan microfiltración marginal en algún grado, algunos con y otros sin diferencias estadísticamente significativas.

En el estudio realizado por Radhika M y cols. (2010), se evaluó la microfiltración marginal en cavidades clase II utilizando 6 técnicas restauradoras diferentes, todas las cuales presentaron microfiltración marginal, concluyendo que la resina fluida aplicada como primera capa reconstructiva, logró una mejor adaptación a la cavidad y por lo tanto, consiguió una menor microfiltración marginal, versus cuando se obturó la cavidad solamente con resina convencional, <sup>(52)</sup> lo que en cierta medida concuerda con nuestro estudio, considerando el estado fluido de Sonic Fill (Kerr, USA) al ser inyectado en la preparación cavitaria.

Los resultados del presente estudio también se correlacionan con dos trabajos realizados por Alvarez, R. y col. y Diaz, I. y col. efectuados el 2012, quienes analizaron mediante M.E.B. el grado de adaptación y sellado marginal obtenido entre Sonic Fill (Kerr, USA) y las paredes dentarias, en comparación con Herculite Précis (Kerr, USA), observando ambos que la resina Sonic Fill (Kerr, USA) presenta mejor adaptación al diente, en especial en los bordes cavo superficiales, en comparación con la resina convencional Herculite Précis (Kerr, USA). Ambos trabajos se efectuaron con similar metodología, pero se desarrollaron en forma independiente y en diferentes instituciones, obteniendo los mismos resultados, permitiendo así validar las cifras alcanzadas en la presente investigación.

También se correlacionan los resultados obtenidos en el presente estudio con el trabajo de investigación realizado por Inostroza, M. y col. efectuado el 2012, donde se analizó el grado de sellado marginal de restauraciones realizadas con Sonic Fill (Kerr, USA) con una resina convencional Herculite Précis (Kerr, USA) donde los valores promedio del porcentaje de infiltración de la resina Sonic Fill (Kerr, USA) fueron significativamente menores que los valores promedio del porcentaje de infiltración logrados por la resina convencional Herculite Précis (Kerr, USA).

En la investigación actual los valores alcanzados experimentalmente denotan diferencias en el porcentaje de microfiltración marginal para ambas resinas compuestas, las que fueron estadísticamente significativas. Esta conclusión se logró gracias al análisis estadístico de los resultados mediante la aplicación del test de U de Mann-Whitney, los que arrojaron que para ambas técnicas utilizadas, ambos tratamientos tienen diferente nivel de filtración.

Es necesario mencionar, que no existen mayores evidencias científicas sobre estudios experimentales similares al desarrollado, en el cual se evalúe el porcentaje de microfiltración marginal entre Sonic Fill (Kerr, USA) y otras resinas compuestas existentes, con los cuales se puedan establecer comparaciones directas. Sin embargo, la evidencia encontrada cuenta con una serie de investigaciones realizadas entre la firma comercial Kerr y algunas universidades, como por ejemplo el estudio realizado por Frankenberger R, Schulz M, Roggendorf MJ, Universidad Philipps de Marburgo, (Alemania) “Obturación en bloque vs Técnica de capas en restauraciones con composite en cavidades de clase II informe de seis meses” y el estudio realizado por Muñoz C., Universidad Estatal de Nueva York, Búfalo, (EE.UU.) “SonicFill - Por fin un auténtico procedimiento para obturación bulk fill que resulta fácil y predecible”<sup>(64)</sup>, otorgando experiencias que exponen resultados similares a los alcanzados en este trabajo.

Es así como en las investigaciones efectuadas por Blunck U, se evaluó la adaptación marginal de Sonic Fill (Kerr, USA) comparado con otros composites, utilizando diferentes adhesivos, encontrando que Sonic Fill (Kerr, USA) presenta una excelente adaptación marginal, incluso superior a sistemas restauradores convencionales. Aunque dicho estudio no cuenta con análisis estadístico de la muestra, las conclusiones alcanzadas son similares a las desarrolladas en la presente investigación.<sup>(59)</sup>

El presente estudio tenía como objetivo determinar si existen diferencias en el grado de sellado marginal de restauraciones de resina compuesta convencional Herculite Précis (Kerr, USA), realizadas con técnica incremental y el nuevo material mono-incremental modificado reológicamente Sonic Fill (Kerr, USA) y de acuerdo a los resultados obtenidos, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el grado de sellado marginal de restauraciones de resina compuesta convencional Herculite Précis (Kerr, USA), realizadas con técnica incremental y el material mono-incremental Sonic Fill, obteniendo éste último el mejor resultado.



## **CONCLUSIONES:**

De acuerdo a los resultados obtenidos con la metodología utilizada en este estudio, podemos concluir que:

1.- Las restauraciones de resina compuesta realizadas con técnica mono-incremental con Sonic Fill (Kerr, USA) se obtuvieron como promedio de microfiltración de 27,9%.

2.- Las restauraciones de resina compuesta realizadas con técnica incremental con Herculite Précis (Kerr, USA), obtuvieron como promedio una microfiltración de 57,4 %.

3.- Existen diferencias significativas entre ambos grupos.

4.- En consecuencia de lo anterior se acepta la hipótesis planteada, la cual señalaba: “Existen diferencias en el grado de sellado marginal de restauraciones de resina compuesta convencional Herculite Précis (Kerr, USA) realizadas con técnica incremental y el nuevo material mono-incremental modificado reológicamente Sonic Fill (Kerr, USA)”.

## **SUGERENCIAS**

1. Debido al escaso tiempo que posee este material en el mercado, es preciso desarrollar más investigaciones que permitan medir las propiedades mecánicas, tales como la resistencia mecánica, dureza superficial y resistencia a la abrasión que posee la resina compuesta Sonic Fill (Kerr, USA).
2. Es necesario también desarrollar estudios que permitan determinar el grado de polimerización alcanzado por Sonic Fill (Kerr, USA), comparando el grado de polimerización por capas, a nivel superior y en el nivel más profundo de la restauración.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Bader M. Introducción al estudio de los biomateriales de uso odontológico. En: Bader M, Astorga C, Baeza R, Ehrmantraut M, Ribera C, Vergara J. Texto de Biomateriales Odontológicos. Santiago, Chile: Universidad de Chile; 2004. p. 10-11.
2. Ehrmantraut M, Bader M. Polimerización de Resinas Compuestas a través de Estructuras Dentarias. Rev. Fac. Odont. Univ. De Chile. 1994; 12 (2):22-27.
3. Steenbecker O. Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética y adhesiva. Valparaíso, Chile: Universidad de Valparaíso; 2006.
4. Lutz. Quality and durability of marginal adaptation in border composite restorations Dental materials 1991; (7): 107-113.
5. Macchi, R. Principios de la adhesión a Estructura Dentaria. En: Barrancos J, Barrancos P. Operatoria Dental. 4ª.ed. Buenos Aires, Argentina: Panamericana; 2006. p. 715-721.
6. Anusavice, KJ. Resinas para Restauración. En: Anusavice, KJ. Phillips Ciencia de los Materiales Dentales. 11ª.ed. Madrid, España: Elsevier; 2004. p. 284-298.
7. Rawls H. Esquivel-Upshaw. Resinas para restauraciones. En: Kenneth J. Anusavice. La ciencia de los Materiales Dentales. 11º ed. Madrid, España: Elsevier.; 2004. p. 399-430.
8. Barrancos JP. Manipulación y Comportamiento de los composites. En: Barrancos J, Barrancos P. Operatoria Dental. 4ª.ed. Buenos Aires, Argentina: Panamericana; 2006. p. 784-786.

9. Sonic Fill Composite mono-bloqué. La diferencia de Sonic Fill. Citado 29 de julio del 2013. Disponible en: <http://www.sonicfill.es/es/scientific-library/sonicfill-difference.aspx>

10. Cabello IR, Rodríguez 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 Clin Periodoncia Implantol Rehabil Oral. 2011; 4 (2): 45-49.

11. Ministerio de Salud. División de Salud de las Personas (DISAP). Diseño e implementación de las prioridades de salud. Diciembre 1997. Citado el 29 de julio 2013. Disponible en: <http://bases.bireme.br/cgi-bin/wxislind.exe/iah/online/?IscScript=iah/iah.xis&src=google&base=PAHO&lang=p&nextAction=lnk&exprSearch=24601&indexSearch=ID>

12. Ministerio de Salud de Chile. Situación de Salud Bucal en Chile. Citado el 29 de julio 2013. Disponible en: <http://www.minsal.gob.cl/portal/url/item/9c81093d17385cafe04001011e017763.pdf>

13. Craig R. Materiales Dentales Restauradores. En: Craig R. Materiales Dentales Restauradores. 7<sup>a</sup> ed. Buenos Aires, Argentina: Mundi, 1998. p. 237-266.

14. Bader M. Introducción al estudio de los biomateriales de uso odontológico. En: Bader M, Astorga C, Baeza R, Ehrmantraut M, Ribera C, Vergara J. Texto de Biomateriales Odontológicos. Santiago, Chile: Universidad de Chile; 2004. p. 12-13.

15. Macchi RL. Operatoria dental y restauraciones. En: Macchi RL. Materiales Dentales. 4<sup>a</sup>.ed. Buenos Aires, Argentina: Médica Panamericana; 2000. p.115-117.

16. Macchi RL. Restauraciones indirectas. En: Macchi RL. Materiales Dentales. 4ª.ed. Buenos Aires, Argentina: Médica Panamericana; 2000. p. 281-283.
17. Yap AU, Wang HB, siow KS, Gan LM. Polymerization shrinkage of visible-light cured composites. Oper Dent. 2000; 25:98-103.
18. Ribera C, Quevedo E, Bader M. Análisis comparativo in vitro de las propiedades físicas mecánicas de dos resinas compuestas de reciente aparición v/s su antecesora. Rev Facultad Odontología Universidad de Chile. 2000; 18: 25-33.
19. Sturdevant C. Operatoria Dental: Arte y ciencia. 3ª.ed. Madrid: Harcourt Brace; 1999.
20. Peutzfeldt A. Resin composite in dentistry: the monomer systems. Eur J Oral Sci. 1997; 105(2): 97-116.
21. Kohn D. Materiales Dentales Restauradores. En: Craig R. Materiales Dentales Restauradores. 10ª ed. Argentina: Mundi; 1998. p. 221-232.
22. Spadilleiro M. Sistemas Resinosos Compuestos. En: Uribe J, Spadilleiro M, Cabral J. Operatoria Dental. Ciencia y Práctica: 3ª ed. Madrid: Avances Médicas Centrales; 1990. p. 381.
23. Chen MH. Update on dental nanocomposites. J Dent Res. 2010; 89:19-28.
24. Choi KK, Condon JR, Ferrancane JL. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. J Dent Res. 2007; 79(3): 812-817.
25. De la Macorra JC. Polymerization of composite resin restorative materials. OdontolCons. 1999; 2: 24-35.

26. 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.
27. Hervás- García A, Martínez- Lozano MA, Cabanes- Vila J, Barjau- Escribano A, Fos- Galve P. Composite resins: a review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2006; 11:20-215.
28. Macchi RL. Propiedades de los materiales. En: Macchi RL. *Materiales Dentales.* 4ª.ed. Buenos Aires, Argentina: Médica Panamericana; 2000. p.18-20.
29. Wolfgang W, Criatoph T, Rainer G. Siloranes in Dental Composite. *Dent Mater.* 2005; 21:68-74.
30. Ralph H. Esquivel-Upshaw J. Resinas para Restauraciones. En: Kenneth J. Anusavice *La ciencia de los materiales Dentales de Phillips.* 11ª ed. Madrid, España: Elsevier; 2004. p. 399-415.
31. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polimerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mat.* 2005; (21):1150-1157.
32. Macorra C, Gómez- Fernández S. Quantification of the configuration factor in class I and II cavities and simulated cervical erosions. *Eur J Prosthodont.* 1996;4(1):29-33.
33. Browne RM, Tobias RS. Microbial microleakage and pulpal inflammation: a review. *Endod Dent Traumatol.* 1986; 2:177-183.

34. 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.
35. 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.
36. Lanata EJ O y col. Operatoria Dental Estética y Adhesión. Buenos Aires, Argentina: Alfaomega; 2003.
37. Carvalho RM, Pereyra JC, Yoshiyama M y Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. Oper Dent, 1996; 21(1):173- 201.
38. Herrera, D. Sustento Teórico. En: Herrera, D. Contracción de polimerización. San Simón, Bolivia: Universidad Mayor de San Simón; 2001. p. 20- 49.
39. ADA Council on Scientific affairs. Direct and indirect restorative materials. J Am Dent Assoc. 2003; 134: 463-472.
40. Bader M. Rivera C. Astorga C. Fenómenos de Superficie y Adhesión en Odontología. En: 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. p. 85- 90.
41. Montenegro M A, Mery C, Aguirre A. Esmalte: composición química y estructura. En: Aguirre A, Hernández C, Montenegro M A. Histología y embriología del sistema estomatognático. Santiago, Chile: Facultad de Odontología Universidad de Chile; 1986. p.63-64.

42. Barrancos P. Manipulación y comportamiento de los composites. En: Barrancos J, Barrancos P. Operatoria Dental. 4ª.ed. Buenos Aires, Argentina: Panamericana; 2006. p. 715-722.
43. Roberson T, Heymann H, Swift E. Sturedvant's Art & Science of Operative Dentistry. 4a. ed. St. Louis-Missouri, EE.UU: Mosby; 2002.
44. Goes MF, Sinhoreti MA, Consani S, Da Silva M. Morphological effect of the type concentration and etching time of acid solutions on enamel and dentin surfaces. BrazDent J. 1998; (9): 3-10.
45. Perdigao J. Adhesivos dentales: últimos avances. Departamento de Odontología Conservadora. Carolina del Norte, EE.UU: Universidad de Carolina 1995. Quintessence Int. 1995 Feb; 26 (2):95-110.
46. Lopes G, Baratieri L, De Andrada M, Vieira L. Dental Adhesion: Present state of the art and future perspective. Quint Int. 2002; 33(3):231-224.
47. 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.
48. Watson V, Armellini D. Adhesión estado actual. Act Odont Ven. 1996; 34(1):11-16.
49. Swift EJ Jr. Bondingsystem for restoratives materials a comprehensive review. Pediatr. Dent. 1998; 20(2):80-84.
50. Perdigao J, et al. Clinical performance of a self-etching adhesive at 18 months. Am. J. Dent. 2005; 18(2):135-140.



51. Perdigao J, Lambrechts P, Van Meerbeek B & Vanherle G. A field emission SEM comparison of four post fixation drying techniques for human dentin. Journal Biomedical Materials Research. 1995; 29(9):1111-1120.
52. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M, Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. J Dent Res. 1979; 58(4):364-370.
53. Oliveira S, et al. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a selfetching primer vs. a total-etch system. Dent. Mater. 2003; 19(8):758-767.
54. Macchi R. Principios de la adhesión a estructura dentaria. En: Barrancos J, Barrancos P. Operatoria Dental. 4ª.ed. Buenos Aires, Argentina: Panamericana; 2006. p. 715-726.
55. Bertoldi A. Aspectos negativos de las resinas compuestas. Filtración marginal. RAOA. 2003; 91(4):288-299.
56. Barrancos J. Rodríguez G. Restauraciones Estéticas de Clase II. En: En: Barrancos J, Barrancos P. Operatoria Dental. 4ª.ed. Buenos Aires, Argentina: Panamericana; 2006. p. 949-954.
57. Kerr Estados Unidos. Citado el 29 julio 2013. Disponible en: <http://www.kerrdental.com/index/kerrdental-composites-sonicfill-3rdparty-2>.
58. Ronald D. Jackson. Colocación de composite en posteriores, Una nueva técnica, eficiente y práctica. Artículo. Dentistry Today. Abril 2011. Citado el 29 de julio 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)

59. Sonic Fill™. Portfolio of Scientific Research. Kerr Corporation. Kerr Sybron Dental Specialties. Citado el 29 de Julio 2013. Disponible en:

<http://www.businesswire.com/news/home/20110929006356/en/Kerr-Releases-Portfolio-Scientific-Research-Featuring-SonicFill>

60. Pfeifer C, Ferracane J, Sakaguchi, Braga R. Factors affecting photopolymerization stress in dental composites. J Dent Res. 2008; 87(11): 1043-1047.

61. Majeed A, Osman YI, Al-Omari T. Microleakage of four composite resin systems in class II restorations. SADJ. 2009 Nov; 64(10):484-8.

62. Radhika, M., Girija S Sajjan, Kumaraswamy B N, and Neetu Mittal. Effect of different placement techniques on marginal microleakage of deep class-II cavities restored with two composite resin formulations. J Conserv Dent. 2010 Ene-Mar; 13(1):9-15.

63. Barrancos J, Rodríguez G. Cariología. En: En: Barrancos J, Barrancos P. Operatoria Dental. 4ª.ed. Buenos Aires, Argentina: Panamericana; 2006. p. 297-333.

64. SonicFill™ Selección de los artículos clínicos. Kerr Corporation. Kerr Sybron Dental Specialties. Citado el 1 de agosto 2013. Disponible en:

[http://www.kerrdental.es/media/614189/sonicfill\\_extract\\_sp.pdf](http://www.kerrdental.es/media/614189/sonicfill_extract_sp.pdf)

## ANEXOS

### Anexo N°1 FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

#### TITULO DE LA INVESTIGACION:

“Análisis comparativo in vitro del sellado marginal a nivel cervical de restauraciones clase II de resina compuesta convencional Herculite (Kerr, USA) con técnica incremental y un nuevo material mono-incremental modificado reológicamente Sonic Fill (Kerr, USA)”.

El propósito de esta información es ayudarle a tomar la decisión de participar o no (o permitir participar a su hijo/a o familiar) en una investigación médica.

La alumna Cynthia Andrea Páez López, como alumna de sexto año de Odontología de la Universidad Finis Terrae, está realizando un estudio cuyo objetivo es: “Determinar si existen diferencias significativas en el grado de sellado marginal de restauraciones de resina compuesta convencional Herculite, realizadas con técnica incremental y el nuevo material mono-incremental modificado reológicamente Sonic Fill.”

Este estudio pretende evaluar la filtración marginal de las restauraciones estéticas adheridas a estructuras dentarias, 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.

Usted (o su hijo/a o familiar) 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. (su hijo/a o familiar). Es posible que los resultados obtenidos en este estudio sean presentados en revistas y conferencias médicas, sin embargo su nombre (o el de su hijo/a o familiar) 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:

Cynthia Páez López

Teléfonos de los investigadores:

78779055

Se me ha explicado el propósito de esta investigación médica (o a mi hijo/a o familiar). Firmo este documento voluntariamente. Se me entregará una copia firmada de este documento.

Nombre del Participante

Nombre del padre/madre (o apoderado legal)

Individuo que obtiene Consentimiento (nombre y firma)