



Universidad de Chile  
Facultad de Odontología  
Departamento de Odontología Restauradora  
Área de Biomateriales Odontológicos

ANÁLISIS COMPARATIVO *IN VITRO* DEL SELLADO MARGINAL DE  
RESTAURACIONES CLASE II REALIZADAS CON SUREFIL® SDR® *FLOW V/S*  
TÉCNICA INCREMENTAL CONVENCIONAL

Macarena Hernández Adasme

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN  
PARA OPTAR AL TÍTULO DE  
CIRUJANO-DENTISTA

Tutor Principal  
Dr. Marcelo Bader M.

Adscrito al Proyecto de Investigación PRI ODO 10/02

Santiago - Chile

2013

# ÍNDICE

<b>I.</b>	<b>RESUMEN</b>	
<b>II.</b>	<b>INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>1</b>
<b>III.</b>	<b>MARCO TEÓRICO.....</b>	<b>4</b>
<b>IV.</b>	<b>HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.....</b>	<b>25</b>
<b>V.</b>	<b>MATERIALES Y MÉTODOS.....</b>	<b>26</b>
<b>VI.</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>33</b>
<b>VII.</b>	<b>DISCUSIÓN.....</b>	<b>38</b>
<b>VIII.</b>	<b>CONCLUSIONES.....</b>	<b>41</b>
<b>IX.</b>	<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>42</b>

## RESUMEN

Se realizó un estudio comparativo “*in vitro*” para evaluar el grado de sellado a nivel cervical de restauraciones de resinas compuestas clase II. Para ello se utilizó una técnica incremental convencional y otra técnica de restauración recientemente propuesta, utilizando como material restaurador una nueva resina compuesta fluida, llamada Surefil® SDR® *flow*. Esta técnica consiste en la aplicación de un único incremento que permite hasta 4 mm de espesor en la cavidad a restaurar, dejando 2 mm hacia oclusal, donde se aplica un material de restauración convencional.

Para este trabajo se utilizaron 30 molares humanos sanos, recientemente extraídos. A estos dientes se les efectuaron dos preparaciones cavitarias clase II (ocluso-mesial y ocluso-distal). En cada diente, una de las preparaciones cavitarias fue obturada con técnica convencional y la otra con la nueva técnica propuesta. Una vez efectuadas las restauraciones, estas fueron sometidas a un proceso de termociclado. Posteriormente se midió el porcentaje de microfiltración, de acuerdo a la penetración del colorante en la interfase diente-restauración en la pared cervical.

Los resultados obtenidos fueron sometidos a análisis estadístico descriptivo y análisis inferencial, para verificar la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre los grupos estudiados.

Se concluye que no existen diferencias estadísticamente significativas en el porcentaje de microfiltración marginal cervical entre ambas técnicas restauradoras.

## DEDICATORIA

A:

Mi madre Olga, la mujer maravillosa que me dio la vida y me entregó su amor incondicional. Gracias por creer siempre en mí y darme tu apoyo. Todo lo que he podido lograr en la vida te lo debo a ti; fuiste mi ejemplo de esfuerzo y superación. Me enseñaste que con poco se puede ser feliz y que la familia es lo más importante que tenemos. Sé que desde el cielo me miras y te sientes orgullosa de mí. Este triunfo lo dedico especialmente a ti, te llevaré siempre en mi corazón. Te amo mamá.

Mi padre Sergio, gracias por confiar en mí y por enseñarme que la perseverancia es fundamental para conseguir las metas que nos proponemos en la vida y para superarnos como personas.

Mis hermanos, Cristian y Karina, por alentarme a no dejar de luchar cuando la vida se pone cuesta arriba. Gracias por acompañarme en esta etapa que me ha costado lágrimas y frustraciones, las que he podido superar con sus palabras y cariño, los quiero mucho.

Mi abuelita y tíos: Ester, Ana, Florencia, Luis y Paulina por su ayuda y apoyo durante todo este largo camino, y por su participación directa o indirecta en la elaboración de este trabajo.

Daniel, mi apoyo y mi pilar durante todo este tiempo, en los buenos y malos momentos. Gracias por tu comprensión y compañía en esta etapa que termina y en la que está por comenzar. Espero que para ambos sean tiempos de triunfos, satisfacciones y de felicidad.

## **AGRADECIMIENTOS**

Al Prof. Dr. Marcelo Bader, por su confianza, apoyo y excelente disposición en la ayuda de esta investigación.

Al Dr. Pedro Terrazas por su valiosa colaboración en el análisis de los resultados del presente trabajo.

Al Dr. Mario Díaz por su ayuda y consejos en momentos difíciles durante el desarrollo de este trabajo.

A mi familia, amigos y personas más cercanas, que me han apoyado a lo largo de toda mi vida universitaria.

## INTRODUCCIÓN

Por más de un siglo la amalgama fue el material de elección mundial para restauraciones Clase I y Clase II. Su baja aceptación actual y el interés de los pacientes por la estética dental derivaron en el desarrollo de nuevos materiales restauradores estéticos y nuevos procedimientos clínicos restauradores (1).

Es así como las resinas compuestas surgieron como una alternativa a los materiales existentes, y desde entonces han sido objeto de una serie de innovaciones con el objetivo de optimizar sus resultados. Las técnicas para restaurar con resina compuesta en el sector posterior no han sido plenamente exitosas y presentan muchos desafíos cuando los clínicos intentan realizar restauraciones Clase II funcional y morfológicamente adecuadas (2). Muchos tipos de resinas compuestas presentan dificultades en su manipulación debido a su viscosidad intrínseca y el escurrimiento que poseen (2), motivo por el cual se introdujeron a su uso clínico las resinas compuestas “empacables” como una alternativa a la amalgama. Debido a su posibilidad de condensación, estas resinas compuestas ayudan a restaurar de mejor manera los contactos proximales en los dientes posteriores (2, 3). Sin embargo, estos materiales al ser más rígidos no proporcionan una buena adaptación a las áreas internas y a los bordes cavosuperficiales de la unión cervical (4).

La integridad y durabilidad del sellado marginal es esencial para que cualquier sistema restaurador mantenga la salud pulpar e incremente la longevidad de la restauración. Sin embargo, uno de los puntos más débiles en las restauraciones de resina compuesta Clase II es la microfiltración del margen gingival del cajón proximal, que contribuye a la sensibilidad post-operatoria, una alta incidencia de caries secundaria, irritación pulpar y tinción marginal, debido a la transmisión de bacterias, líquidos y moléculas entre la superficie cavitaria y el material restaurador, generando clínicamente una falla en la restauración (5, 6).

Cuando los márgenes de las restauraciones posteriores de resina compuesta terminan en esmalte, la unión puede ser eficiente y los mecanismos de adhesión a

un esmalte grabado proporcionarán una solidez constante y aceptable (7). Sin embargo, si la cavidad se extiende hacia dentina, la microfiltración, la formación de una brecha y la adhesión inapropiada al sustrato dentinario, conllevarán a problemas significativos en la formación de una unión fuerte y rígida entre diente y restauración, debido a la contracción de polimerización que experimenta la resina compuesta al endurecer (8).

Se han propuesto y analizado variadas técnicas para reducir la microfiltración, tales como: la técnica incremental, de cuñas, de contracción guiada, insertos de resina compuesta previamente polimerizada, insertos de cuarzo-beta, uso de resinas compuestas auto-polimerizables y la técnica de sándwich incorporando cementos de vidrio-ionómero u otros materiales utilizados como capa intermediaria (5, 9). A pesar de todos los esfuerzos, se continúa observando una microfiltración sustancial en el margen gingival (5).

Las resinas compuestas con una mayor cantidad de relleno inorgánico disminuirían la microfiltración, pues permitirían reducir la contracción de polimerización que experimentan estos materiales al endurecer. Sin embargo, un alto contenido de relleno inorgánico genera un aumento en la viscosidad y en el módulo de elasticidad evitando que el material restaurador pueda adaptarse completamente a las paredes de la cavidad (5). Para sortear este problema, se ha sugerido la utilización de materiales restauradores como capa intermedia, que mejoren la integridad y adaptación marginal de las resinas compuestas de alta viscosidad a las paredes de la preparación. Los materiales restauradores dirigidos para este propósito incluyen: resinas compuestas de autopolimerización, resinas compuestas fluidas y cementos de vidrio-ionómero fraguables y modificados con resina (5, 6).

Las resinas compuestas fluidas son materiales de baja viscosidad, por su bajo contenido de relleno inorgánico (60% a 70% en peso) (10). Su mayor grado de impregnación les permitirían fluir en toda la superficie preparada, creando una íntima unión con los defectos micro-estructurales de la superficie y las paredes cavitarias (5). Sin embargo, las resinas compuestas fluidas tienen bajas propiedades físicas comparadas con las resinas compuestas de restauración

convencionales, por lo que no se recomienda utilizarlas en áreas sometidas a esfuerzo mecánico (11). Sin embargo, si son utilizadas como una capa intermediaria en restauraciones de resina compuesta, su bajo módulo de elasticidad puede reducir la microfiltración marginal, al compensar la tensión generada por la contracción de polimerización al finalizar la restauración (6, 12). Aun así, existe controversia al respecto, pues mientras algunos estudios indican que los *liners* de resina compuesta fluida, no reducen la microfiltración en cavidades Clase II (13-15), otros estudios indican que los *liners* de resina compuesta fluida podrían reducir la microfiltración de manera significativa (8, 16, 17). Estos resultados contradictorios pueden ser atribuidos a las características físico-mecánicas de las distintas resinas compuestas fluidas, teniendo efectos diferentes en el sellado marginal (6). A pesar de esto, en la actualidad sigue siendo imprescindible una técnica de incremento por capas para tener un sellado efectivo de los márgenes en restauraciones de resina compuesta (18).

En el último tiempo, fueron lanzados al mercado los sistemas SDR® (*Stress Decreasing Resin*) y Surefil® SDR® flow (Dentsply). Surefil® SDR® flow es una resina compuesta de restauración radiopaca, de fotocurado, que contiene flúor y se usa como base en monobloque para el relleno de cavidades de dientes posteriores (19). Algunos estudios afirman que Surefil® SDR® flow es capaz de rellenar en una sola capa hasta 4 mm de la cavidad, debido a su baja contracción de polimerización, siendo necesario cubrirlo en la superficie externa con al menos 2 mm de resina compuesta convencional (18).

Considerando que las resinas compuestas fluidas experimentan una mayor contracción de polimerización, debido a la menor cantidad de relleno inorgánico que poseen, ¿tendrá Surefil® SDR® flow una menor cantidad de microfiltración marginal, sabiendo que este material restaurador es una resina compuesta fluida?

En virtud de que no existen suficientes evidencias científicas acerca del comportamiento clínico de este material, cabe plantearnos: ¿existen diferencias en el sellado marginal cervical de restauraciones de resina compuesta Clase II realizadas con Surefil® SDR® flow comparado con CeramX® Duo?

## MARCO TEÓRICO

El procedimiento restaurador tiene como objetivo recuperar la forma, función y estética de los dientes que han sufrido pérdida de tejido dentario (20). La pérdida o ausencia de sustrato dentario, se puede deber a diversas causas, las cuales pueden ser de origen no infeccioso (traumatismo, erosiones, abrasiones), de origen infeccioso (caries dental) y de origen embriológico (hipocalcificaciones, agenesias) (21). Para reparar este daño es que en la actualidad se han desarrollado distintos tipos de materiales dentales que intentan cumplir con los requisitos funcionales necesarios y además, satisfacer las demandas estéticas de los pacientes (22), permitiendo también lograr un resultado biomecánico adecuado, devolviendo la integridad dentaria y de esta manera, el equilibrio morfofuncional del sistema estomatognático (23).

Durante la primera mitad del siglo XX, los únicos materiales que tenían color del diente y podían ser empleados como materiales de restauración estética eran los cementos de silicatos. Otro de los materiales utilizados fueron las resinas acrílicas, debido a su parecido con el diente, su insolubilidad en los fluidos orales, su facilidad de manipulación y bajo costo. Desgraciadamente, las resinas acrílicas presentaban una resistencia al desgaste baja; por otra parte, tenían una alta contracción de polimerización, que hacía que se desalojaran de las paredes de la preparación y que tuvieran una filtración marginal elevada (24). Para minimizar estos defectos, es que a mediados del siglo XX se introduce en el campo de la Odontología Conservadora, un nuevo material restaurador llamado resina compuesta (25).

### Resinas Compuestas

En el año 1962 el Dr. Ray L. Bowen desarrolló un nuevo tipo de material restaurador denominado resina compuesta, el cual corresponde a un nuevo tipo de molécula orgánica de alto peso molecular, denominado Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato (Bis-GMA), que constituye la matriz de resina, a la que se le agregan partículas de relleno. Además posee un agente de acoplamiento entre la matriz de

resina y las partículas de relleno para lograr su unión. Este agente posee grupos silánicos en un extremo y grupos metacrilatos en el otro. (26).

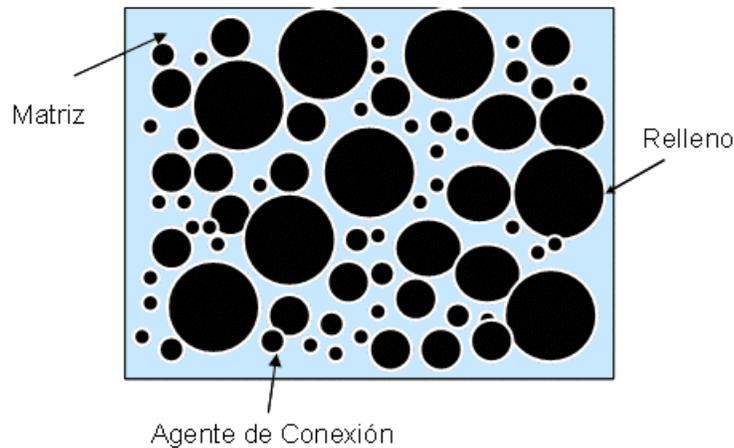


Figura N°1: Componentes fundamentales de las Resinas Compuestas.

Las resinas compuestas tienen tres componentes principales:

### Fase Orgánica o Matriz

Constituida básicamente por un sistema de monómeros mono, di-o tri-funcionales; un sistema iniciador de la polimerización de los radicales libres, que en las resinas compuestas fotoactivadas es una alfa-dicetona (canforoquinona), usada en combinación con un agente reductor, que es una amina alifática terciaria (4-n,n-dimetilaminofetil alcohol, DMAPE), y en las activadas químicamente es un compuesto orgánico, llamado peróxido de benzoilo, usado en combinación con una amina terciaria aromática (n,n-dihidroxietil-p-toluidina); que es un sistema acelerador que actúa sobre el iniciador y permite la polimerización en un intervalo clínicamente aceptable; también tienen un sistema de estabilizadores o inhibidores, como el éter monometílico de hidroquinona, para maximizar la durabilidad del producto durante el almacenamiento antes de la polimerización y su estabilidad química tras la misma; por último, los absorbentes de la luz ultravioleta por debajo de los 350 nm, como la 2-hidroxi-4-metoxibenzofenona,

para proveer estabilidad del color y eliminar sus efectos sobre los compuestos amínicos del sistema iniciador capaces de generar decoloraciones a mediano o largo plazo (27).

El sistema de monómeros puede ser considerado como la columna sobre la que se vertebra la resina compuesta. El Bis-GMA sigue siendo el monómero más utilizado en la fabricación de las resinas compuestas actuales, solo o asociado al dimetacrilato de uretano e integra la composición estándar de las resinas compuestas en una proporción cercana al 20% (v/v). Como regla general, se admite que, cuanto más bajo sea el peso molecular promedio del monómero o de su mezcla, mayor será el porcentaje de contracción volumétrica. Esta resina es altamente viscosa, por lo que para facilitar el proceso de fabricación y su manipulación clínica, se diluye con otros monómeros de baja viscosidad (bajo peso molecular), tales como: dimetacrilato de bisfenol A (Bis-MA), etilenglicol-dimetacrilato (EGDMA), trietilenglicol-dimetacrilato (TEGDMA), metilmetacrilato (MMA) o dimetacrilato de uretano (UDMA) (28, 29). El UDMA tiene la ventaja de poseer menos viscosidad y mayor flexibilidad, lo que mejora la resistencia de la resina (30). Las resinas compuestas basadas en UDMA pueden polimerizar más que las basadas en Bis-GMA (26).

Por otro lado, la molécula de Bis-GMA, tiene dos grupos hidroxilos los cuales promueven la sorción de agua. Un exceso de sorción acuosa en la resina tiene efectos negativos en sus propiedades y promueve una posible degradación hidrolítica (31). Actualmente, monómeros menos viscosos como el Bis-EMA6 (Bisfenol A Polietileno glicol diéter dimetacrilato), han sido incorporados en algunas resinas, lo que causa una reducción de TEGDMA. El Bis-EMA6 posee mayor peso molecular y tiene menos uniones dobles por unidades de peso, en consecuencia produce una reducción de la contracción de polimerización, confiere una matriz más estable y también mayor hidrofobicidad, lo que disminuye su sensibilidad y alteración por la humedad (32).

### Relleno Inorgánico

Son partículas que se le agregan a la matriz resinosa proporcionándole estabilidad dimensional, mejorando sus propiedades. La adición de estas partículas reduce la contracción de polimerización, la sorción acuosa y el coeficiente de expansión térmica, proporcionando un aumento de la resistencia a la tracción, compresión y a la abrasión; pero aumenta el módulo de elasticidad (33).

Las partículas de relleno más utilizadas son las de cuarzo o vidrio de bario y son obtenidas a través de diferentes procesos de fabricación (pulverización, trituración, molido). Las partículas de cuarzo son dos veces más duras y menos susceptible a la erosión que las del vidrio, además proporcionan mejor adhesión con los agentes de conexión (Silano). También son utilizadas partículas de sílice de un tamaño aproximado de 0,04 mm (micropartículas), las cuales son obtenidas a través de procesos pirolíticos (quema) o de precipitación (sílice coloidal) (34).

La tendencia actual es la disminución del tamaño de las partículas, haciendo que la distribución sea lo más cercana posible a los 0.05  $\mu\text{m}$  (35).

Es importante señalar que cuanto mayor sea la incorporación de relleno a la matriz, mejor serían las propiedades físicas y mecánicas de la resina compuesta, ya que produce menor contracción de polimerización y en consecuencia menor filtración marginal, argumento en el cual se basa el surgimiento de las resinas condensables (36). Sin embargo, tan importante como la contracción de polimerización, es la tensión que se genera a partir de ella, es decir, la relación entre la contracción de la resina, su módulo de elasticidad (rigidez) y la cantidad de paredes o superficies dentarias a unir. Con esto, las resinas con alto contenido de relleno se contraen menos, pero causan mayor tensión de contracción, lo que conlleva a mayor filtración debido a su rigidez (37).

A las fases inorgánicas se las somete durante la fabricación a un tratamiento superficial para lograr una buena unión entre ellas y la fase orgánica. Con tal finalidad se utilizan agentes de enlace o acoplamiento (38).

### Agente de acoplamiento

Actúa como elemento de unión química a la matriz orgánica otorgando cohesión al material (38). Bowen (39) demostró que las propiedades óptimas del material, dependían de la formación de una unión fuerte entre el relleno inorgánico y la matriz orgánica, la que está dada por la intervención de este agente de enlace que cubre el sustrato inorgánico. El agente responsable de esta unión es una molécula bifuncional que tiene grupos silanoles (Si-OH) en un extremo y grupos metacrilatos (C=C) en el otro. Debido a que la mayoría de las resinas compuestas disponibles comercialmente tienen relleno basado en sílice, el agente de acoplamiento más utilizado es un derivado del vinilsilano (40).

El vinilsilano que se utiliza con mayor frecuencia es el  $\gamma$ - metacril-oxipropil trimetoxi-silano (MPS), y corresponde a una molécula bipolar que se une a las partículas de relleno cuando son hidrolizados a través de puentes de hidrógeno y a su vez, posee grupos metacrilatos, los cuales forman uniones covalentes con la resina durante el proceso de polimerización ofreciendo una adecuada interfase resina / partícula de relleno (41).

Si son adecuadamente aplicados, estos agentes de enlace proveen una fuerte unión entre ambas fases y permiten obtener una resina compuesta resistente e inalterable por el agua, previniendo su penetración, pues facilita la estabilidad hidrolítica de la resina (38).

En función de la composición de las resinas compuestas, éstas se han clasificado de distintos modos con el fin de facilitar al clínico su identificación y posterior uso terapéutico. Una clasificación muy popular, todavía utilizada, es la que, basada en el tamaño de la partícula de relleno, hicieron Lutz y Phillips; estos autores dividieron a las resinas compuestas en resinas de macro relleno (partículas de 0.1 a 100  $\mu\text{m}$ ), micro relleno (partículas de 0.04  $\mu\text{m}$ ) y en resinas compuestas híbridas (con rellenos de diferentes tamaños) (25). Una clasificación más exhaustiva fue la de Willems y cols. fundamentada en diversos parámetros como el módulo de Young, el porcentaje (en volumen) del relleno inorgánico, el tamaño de las partículas principales, la rugosidad superficial y la fuerza de compresión (42).

Actualmente existen distintos parámetros de clasificación de resinas compuestas, en esta ocasión nos centraremos en: tamaño de partícula, forma de activación de polimerización y consistencia del material.

Según tamaño de partícula:

- 1) Resinas Compuestas Convencionales o de Macrorrelleno: corresponden a la primera generación de resinas compuestas, que se caracterizaron por un tamaño de partículas que oscilaban entre 1 a 100  $\mu\text{m}$ . Con el tiempo se trató de redondear sus ángulos, logrando un tamaño de partículas entre 1 a 35  $\mu\text{m}$ . Gracias a esto se logró disminuir la contracción de polimerización y aumentar la resistencia mecánica (11). Sin embargo, las características de la textura superficial (pulido final) de estas resinas compuestas, daba lugar a una superficie irregular, permitiendo el depósito de placa bacteriana. Además presentaban baja resistencia al desgaste (43).
- 2) Resinas Compuestas de Microrrelleno: El tamaño de partículas varía entre 0.04 y 0.05  $\mu\text{m}$  con lo que se consigue una excelente terminación superficial que mejora en forma considerable la apariencia estética. Las partículas de relleno ultrafinas, por su tamaño, incrementan en gran medida el área de su superficie en contacto con la matriz de la resina compuesta, razón por la cual no se puede incrementar su porcentaje, esto conlleva a una reducción de las propiedades mecánicas de la resina compuesta. Además presentaron mayor coeficiente de variación dimensional térmica (43).
- 3) Resinas Compuestas Híbridas: contienen macropartículas optimizadas entre 1 a 8  $\mu\text{m}$  y micropartículas de 0.04 a 0.05  $\mu\text{m}$ , combinándose así ambos tipos de relleno, con un promedio de partícula mayor a 1  $\mu\text{m}$ . Se obtienen propiedades mecánicas y de pulido intermedias. Estas resinas compuestas son más resistentes al desgaste, con un coeficiente de expansión térmica similar al de macropartículas, con una reducida pérdida superficial de relleno y con buenas propiedades físicas. Sin embargo, son difíciles de pulir (43).

- 4) Resinas Compuestas Microhíbridas: contiene dos tamaños de partícula; la mayor de 0.4 a 1  $\mu\text{m}$  y la de menor tamaño varía entre los 0.04 y 0.05  $\mu\text{m}$ , con un promedio de partícula menor a 1  $\mu\text{m}$ . Permite obtener buenas propiedades estéticas, dada su capacidad de pulido, estabilidad de color y buena resistencia al desgaste y a la fractura (43).
- 5) Resinas Compuestas de Nanorelleno: partículas de relleno de tamaño promedio de 25 nm. Este tamaño de partícula está por debajo del rango de longitud de onda de luz visible, por lo que no dispersan ni absorben luz visible. Este tipo de relleno permite la incorporación de radiopacificadores que no interfieren con las propiedades estéticas y, sobre todo, incrementan el nivel de relleno a niveles de 90% - 95% en peso, controlando de mejor manera la contracción por polimerización y mejorando significativamente sus propiedades físicas. Poseen una mayor resistencia a la abrasión y un mejor pulido superficial que los anteriores tipos de resina compuesta (44).

Según forma de activación de la polimerización:

- Activación química: en este sistema las resinas se presentan en dos pastas, en una de las cuales está presente el agente activador y en la otra el iniciador. La polimerización se inicia al juntar ambas pastas, así, el agente activador (peróxido orgánico) toma contacto con el iniciador (una amina terciaria), lo que desencadena la polimerización. Estos sistemas tienen el inconveniente de presentar inestabilidad de color, debido a la oxidación de la amina terciaria en el tiempo. Por otro lado, al mezclar ambas pastas se produce la incorporación de oxígeno lo que produce la aparición de burbujas, lo que genera una superficie porosa luego del pulido, y una inhibición de la polimerización en los sectores donde esto suceda. Además otorgan un tiempo de trabajo limitado (24, 45).
- Activación por calor: la polimerización se activa mediante calor. También algunos sistemas agregan presión para una polimerización más acabada de la totalidad del material. Este sistema de activación de polimerización por calor se utiliza en restauraciones de tipo indirectas, en donde mediante una

impresión y posteriormente un modelo se construye la restauración, la cual una vez terminada es adherida a la cavidad mediante un agente cementante. Al polimerizar por este sistema se disminuye el problema de la contracción de polimerización, ya que esta se realiza fuera de boca (Resinas Indirectas), por lo tanto, la contracción de polimerización ocurre en ese instante y una vez asentada la restauración en la cavidad no se producirá nuevamente este fenómeno (24, 45).

- Activadas por luz: la polimerización se activa cuando las resinas compuestas son expuestas a un haz de luz de 400 a 500 nm, la cual actúa sobre la alfa dicetona (canforoquinona), que en presencia de una amina alifática desencadena el proceso de polimerización (45).
- De activación dual: polimerizan a través de 2 de los sistemas analizados anteriormente, siendo la más común una combinación entre activación química y activación por luz. (24).

Según consistencia del material:

#### Resinas Compuestas Convencionales

Corresponden a un grupo de resinas compuestas que poseen una viscosidad intermedia. Esta característica está dada por la cantidad de relleno presente en su estructura, la que corresponde a un 72% - 82% en peso, y a un 60% - 68% en volumen. Tienen un bajo índice de desgaste, alta elasticidad y resistencia a la fatiga (46).

#### Resinas Compuestas Fluidas

Son resinas compuestas de baja viscosidad lo que las hace más fluidas que la resina compuesta convencional. En ellas está disminuido el porcentaje de relleno inorgánico, poseen un relleno de 51% a 65% en peso y de 36% a 50% en volumen. Se han eliminado de su composición algunas sustancias o modificadores

reológicos cuyo principal objetivo es mejorar las características de manipulación (25). Entre sus ventajas destacan: alta humectabilidad de la superficie dental, lo que se traduce en el aseguramiento de penetración en todas las irregularidades de la misma, puede formar espesores de capa mínimos que mejora o elimina el atrapamiento o inclusiones de aire (47), poseen alta flexibilidad por lo que tiene menos posibilidad de desalojo en áreas de concentración de tensión (proceso de desgaste cervical y áreas de dentina cavitadas), son radiopacas y se encuentran disponibles en diferentes colores. Como inconvenientes están: la alta contracción de polimerización, debido a la disminución del relleno y propiedades mecánicas inferiores. Además poseen un mayor cambio dimensional térmico (25).

### Resinas Compuestas Condensables

Tienen una estructura similar a la de cualquier resina, donde la porción inorgánica o de relleno constituye el 77% a 83% en peso y 65% a 71% en volumen. Permiten una mayor facilidad para obtener un buen punto de contacto y una mejor reproducción de la anatomía oclusal. Su comportamiento físico-mecánico es similar al de la amalgama, superando a las de las resinas compuestas híbridas; sin embargo, su comportamiento clínico, según estudios de seguimiento es similar al de las resinas compuestas híbridas (25). Como principales inconvenientes destacan la difícil adaptación entre una capa de resina compuesta y otra, la dificultad de manipulación y la poca estética en los dientes anteriores. Su principal indicación radica en la restauración de cavidades de clase II con el fin de lograr, gracias a la técnica de condensación, un mejor punto de contacto (25).

A pesar de todas las innovaciones y mejoras que se han realizado, además del gran uso clínico que tienen las resinas compuestas, este material de obturación directo presenta desventajas: una de ellas se debe al proceso de endurecimiento del material (48), que genera una contracción de este. Por esta razón, un factor importante a considerar en el uso de las resinas compuestas, es la adaptación marginal, que puede verse afectada producto de esta contracción, debido a la formación de tensiones que podrían superar la fuerza de adhesión de la resina compuesta a la estructura dental, generando brechas entre el diente y la restauración, provocando su fracaso (24). Es importante que se establezca una

unión fuerte y duradera entre el material restaurador y la estructura dentaria, que impida que el sellado marginal se vea comprometido, esta unión se conoce como adhesión (49).

Podemos definir adhesión como toda fuerza que permite mantener dos superficies en contacto, o la fuerza que se opone a la separación de dos cuerpos manteniéndolos unidos cuando están en íntimo contacto (involucra la atracción de moléculas diferentes o partes de materiales distintos), lo cual no siempre es posible entre dos sustancias sólidas, de allí que por lo general se requiera de un elemento adicional que por sus características, al ser puesto en contacto con ambas superficies, pueda armonizarlas y lograr su unión (49). Este elemento, casi siempre, es un material semilíquido que luego de endurecido mantendrá unidas a las partes y se denomina adhesivo. Los materiales sobre los cuales es aplicado el adhesivo se denominan adherentes (49). El tiempo que perdura la unión se denomina durabilidad. La adhesión constituye un fenómeno crítico en muchos biomateriales dentales, donde se incluyen las resinas compuestas.

Para lograr la adhesión de las restauraciones de resina compuesta a las estructuras dentarias, se utilizan diferentes sistemas adhesivos, los cuales forman una unión micromecánica con la estructura del diente (50), en donde se produce la penetración de un adhesivo en pequeñas irregularidades, generando microtrabazones si el adhesivo posee una adecuada fluidez para penetrar en ellas (49). Por ejemplo las micro-irregularidades que se realizan con el grabado ácido en el esmalte, para la adhesión al diente de las resinas compuestas, siendo esta adhesión la más importante para este tipo de material (49).

A mediados de la década de los años 50, Buonocore ideó una forma eficiente de adhesión a esmalte utilizando el grabado ácido. Esta técnica utiliza la aplicación de un ácido al esmalte dentario, el cual producía una disolución irregular de su superficie, la que después de un lavado y secado dejaba un área microporosa que permitía una fuerte adhesión micromecánica de la resina al diente (49). Además con esta técnica se logra una superficie limpia, sin contaminantes, llena de poros o grietas; la que permite:

- Un aumento de la superficie total de esmalte capaz de adherirse.
- Liberar toda la potencialidad de la energía superficial del esmalte.
- La formación de microcavidades retentivas en la superficie del esmalte (49).

Sobre esta superficie del esmalte grabado se aplica una resina fluida, de similar composición al material restaurador pero que no posee relleno, con lo cual tiene la fluidez adecuada para poder penetrar por capilaridad en las grietas, y una vez llenas éstas, polimerizar dando una trabazón mecánica muy resistente, obtenida por un efecto geométrico y reológico (51).

El grabado ácido del esmalte está fundamentado principalmente en la diferencia de solubilidad que presentan las distintas partes de los cristales de hidroxiapatita que conforman los prismas del esmalte, lo que determina que al aplicar un ácido sobre el esmalte la disolución también es diferente, lográndose de esta manera, distintos patrones de grabado (49).

El ácido utilizado actualmente para la técnica de grabado ácido es el ácido ortofosfórico, el cual es muy compatible con la composición del esmalte. La concentración de 37% es la más adecuada y utilizada en la actualidad (24).

En muchas de las situaciones clínicas, la resina compuesta se debe unir a esmalte y dentina, por lo tanto, los sistemas adhesivos existentes se deben aplicar también a la superficie dentinaria humedecida. La unión a dentina ha seguido siendo un desafío, debido particularmente a las características biológicas de la dentina (50): alto contenido orgánico, presencia de procesos odontoblásticos, presencia de fluido dentinario y una alta proporción de agua (52).

La excavación mecánica de la dentina dada por la preparación cavitaria con instrumentos de corte, inevitablemente resulta en la formación de una capa de residuos que cubre la superficie de la dentina intertubular y ocluye la entrada de los túbulos, a esta capa de residuos se le denomina barro dentinario.

El barro dentinario se define como una película compuesta por materiales orgánicos e inorgánicos que se forma en la superficie dentinaria a partir de los procedimientos de corte realizados con instrumentos manuales y/o rotatorios. Mide

aproximadamente de 0.5 a 5 micrones. Esta película actúa como una barrera de difusión que disminuye la permeabilidad de la dentina y que algunos consideran un impedimento que debe ser removido para poder unir la resina al sustrato dentinario (53).

La permeabilidad dentinaria es un factor importante que afecta la unión. La permeabilidad de la dentina a lo largo de los dientes no es uniforme, debido a que el número de túbulos dentinarios por  $\text{mm}^2$  aumenta a medida que se profundiza en dentina. La capa híbrida en la dentina superficial está casi libre de *tags* de resina, considerando que aproximadamente el 50% de la capa híbrida en la dentina profunda están compuestas por *tags* de resina (54). La dentina que se encuentra cercana a los cuernos pulpaes es más permeable que la dentina que se encuentra más lejos de ellos, así como también la densidad y diámetro de los túbulos dentinarios aumentan cerca de los cuernos pulpaes (55). También la dentina axial es más permeable que la de los pisos pulpaes de las cavidades de clases II (50).

El barro dentinario formado después de la preparación dentaria llena los orificios de los túbulos dentinarios disminuyendo la permeabilidad de la dentina en un 86% (50).

Fusayama y colaboradores en 1979, con la aplicación de la técnica de grabado ácido total, concluyeron que el grabado ácido aumenta considerablemente la adhesión de la resina compuesta, no sólo al esmalte, sino que también a la dentina. Esta técnica consiste en grabar simultáneamente el esmalte y la dentina con ácido fosfórico (56).

La técnica contempla:

Acondicionamiento de la dentina: favorece la eliminación del barro dentinario, abriendo los túbulos en una profundidad aproximada de 0.5 micrones a 5 micrones, con lo cual aumenta la permeabilidad dentinaria; además se desmineraliza la dentina peri e intertubular, exponiendo así, la matriz colágena sin soporte mineral, debido a la remoción de los cristales de hidroxiapatita. Para impedir que esta malla colágena colapse, es que luego del grabado ácido, la

dentina no debe ser desecada, se debe mantener húmeda para sustentar la posición de las fibras colágenas (57, 58).

Aplicación de un agente imprimante: los monómeros hidrofílicos del agente imprimante impregnan a la dentina interdigitándose con la malla de colágeno, dando así el soporte necesario para evitar su colapso y trabándose micromecánicamente con ella. El agente imprimante además contiene un grupo hidrofóbico que actúa como agente de enlace con el otro monómero adhesivo (57, 58).

Aplicación de la resina de enlace: corresponde al monómero hidrofóbico que también compone el sistema adhesivo y que copolimeriza con el agente imprimante formando una capa entremezclada de colágeno y resina conocida como capa híbrida. Por otro lado al introducirse ambos monómeros dentro de los túbulos dentinarios y polimerizarse, se forman los denominados *tags* de resina que también ayudan a la retención micromecánica del material (53, 59).

Con la técnica de grabado ácido, el uso de imprimantes y adhesivos dentinarios, se ha logrado obtener una adhesión a la estructura dentaria aceptable dada por uniones micromecánicas con valores que oscilan por sobre los 20 MPa. (23).

La evolución que ha experimentado la técnica adhesiva no ha estado exenta de dificultades. Uno de los problemas importantes que se generan en la integridad de la interfase diente-restauración está dado por la contracción del material restaurador que se produce posteriormente al proceso de polimerización de las resinas compuestas.

El proceso de polimerización involucra la formación o crecimiento de cadenas poliméricas a partir de las reacciones químicas que ocurren entre los monómeros que componen la matriz de las resinas compuestas (21).

Antes de la reacción de polimerización los monómeros están en movimiento desplazándose en diferentes direcciones pero sin reaccionar entre ellos (21). Para que la polimerización se realice, los monómeros deben ser activados a través de

un agente iniciador, el que genera radicales libres en los monómeros, quedando con un electrón impar transformándose en un compuesto altamente reactivo (60).

El iniciador puede ejercer su función, siempre y cuando sea accionado por un agente activador, el que debe otorgarle al iniciador una cantidad de energía suficiente para que este rompa un doble enlace de carbono de una molécula de monómero y así quedan electrones libres capaces de reaccionar con otras moléculas de monómero hasta completar la polimerización (24); el agente iniciador puede activarse por medios químicos o físicos.

La polimerización representa un cambio de ordenamiento de mayor energía a uno de menor energía, en donde el monómero posee mayor energía que el polímero (21). Además la distancia que separa a las moléculas de monómero es relativamente grande, debido a que en el estado inicial las unidades de monómero están separadas entre sí por distancias correspondientes a fuerzas de Van der Waals; mientras que al formarse una cadena de polímero, los monómeros están a distancias de enlace covalente y se acercan a una distancia mucho menor (27). Esto hace que la masa de polímero ocupe un volumen menor que el de la masa de monómero, fenómeno denominado contracción de polimerización (21).

El proceso de polimerización anteriormente descrito, en el caso de las resinas compuestas, consiste en una reacción por adición, mediante radicales libres, la que ocurre en tres etapas (52):

- Etapa de iniciación: la molécula del agente iniciador (peróxido o dicetona), se energiza y activa, formando radicales libres, que representa energía extra al sistema, la que es transmitida a las moléculas de monómero, permitiendo el desdoblamiento del doble enlace del grupo terminal de los monómeros.
- Etapa de propagación: corresponde a la reacción en cadena hasta que se agota el monómero.
- Etapa de Terminación: ocurre cuando dos moléculas de polímero se transfieren la energía (acoplamiento directo), inactivándose mutuamente (52).

Al producirse la polimerización hay liberación de energía térmica, debido a que el material pasa de un estado de mayor energía a otro de menor energía (21).

Davidson y De Gee mencionan que el proceso de polimerización es complejo e involucra tres etapas:

- Fase pre-gel: se produce al inicio de la polimerización, las moléculas pueden deslizarse (adquirir nuevas posiciones) y de esta manera, compensar la tensión de contracción de polimerización. En esta fase, la tensión de contracción generada no es transferida a la interfase diente/restauración, debido a la capacidad de escurrimiento de la molécula. En este momento el material todavía es una masa plástica o viscoplástica (61).
- Punto gel: se manifiesta cuando la reacción de polimerización ha avanzado lo suficiente como para formar más macromoléculas que logran transformar el material en un sólido, en este momento la resina pasa del estado fluido para el estado sólido (61).  
Este punto es muy importante, porque a partir de él, la resina adquiere un alto módulo de elasticidad, pierde la capacidad de escurrir y comienza a transferir la tensión generada en la contracción de polimerización a la interfase diente/restauración (61).
- Fase post gel: el material alcanza un grado de rigidez elevado, la capacidad de escurrimiento de la resina queda restringida, debido al aumento de cadenas cruzadas ya establecidas en la matriz (61). Toda fuerza de tensión de contracción generada a partir de ese punto será transferido hacia la interfase de unión diente/restauración (61), pudiendo romperla generando una brecha marginal.

La contracción señalada anteriormente, es inherente a la reacción de polimerización de los sistemas actuales y es inevitable (27). Es un mecanismo de naturaleza molecular donde los monómeros se unen formando cadenas poliméricas después de ser activados durante la polimerización (32).

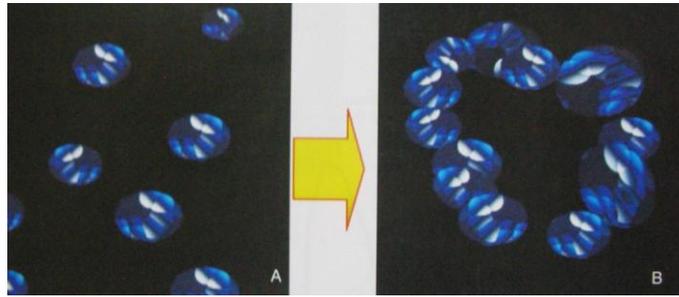


Figura 2: representación de monómeros en una resina compuesta antes de ser polimerizadas y después de su polimerización, conocida como contracción de polimerización (extraído de Franco, E.B., Lopes, L.G., 2003) (62).

Bausch, Davidson y col., manifiestan que la contracción de polimerización es el resultado del reordenamiento molecular en un espacio menor a aquel requerido en estado líquido, donde las moléculas tenían cierta movilidad (63).

Nocchi E. indica que la contracción de polimerización está directamente relacionada con el contenido de partículas inorgánicas presente en la resina compuesta; de tal manera explica que las resinas fluidas y las microparticuladas son las que presentan mayor contracción de polimerización, debido a que contienen menor cantidad de carga inorgánica, en comparación con otros tipos de resinas compuestas (20).

Una consideración clínica importante con respecto a los efectos de la contracción de polimerización es el factor de configuración C. A lo largo de todo el proceso de polimerización se produce la deformación plástica o escurrimiento de las resinas compuestas, la que puede compensar parcialmente el estrés inducido por la contracción (64). Esta deformación plástica irreversible tiene lugar durante las primeras etapas del proceso de endurecimiento, cuando la tensión de contracción excede el límite elástico de la resina restauradora. Mientras el endurecimiento sucede, la contracción y el escurrimiento gradualmente disminuyen, debido al aumento de la rigidez (64).

Dicha compensación a través del escurrimiento se ve afectada por la configuración de la restauración conocido como el Factor C. Éste se define como el resultado de la división de la cantidad de paredes donde habrá adhesión (superficie adherida) por la cantidad de paredes libres de adhesión (superficie no adherida) (65).

$$\text{Factor C} = \frac{\text{Número de superficies adheridas}}{\text{Número de superficies no adheridas}}$$

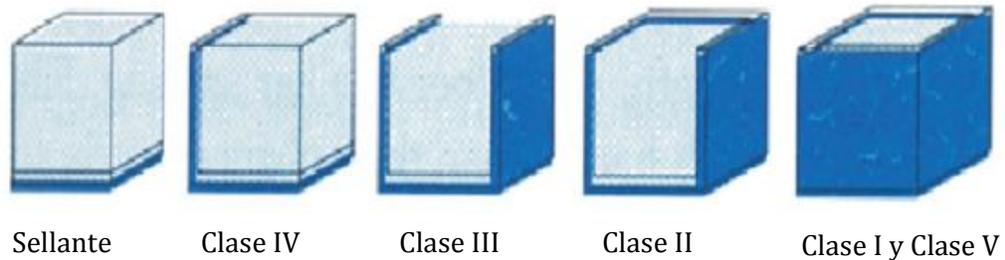


Figura 3: factor C para cavidades de Clase I, II, III, IV y V.(64)

Un aumento en el número de superficies adheridas resulta en un mayor “factor C” y en una mayor tensión de contracción sobre la unión adhesiva (65).

Lanata et al. (2003) definió que el factor C está relacionado con la forma de la preparación dentaria y determina la posibilidad de que el material restaurador pueda contraerse libremente o no. Verificaron que, cuanto mayor sea la cantidad de superficies libres no adheridas en una preparación, mayor será la capacidad de fluir del material en su fase pre gel; esto favorecería la disminución de la tensión de la contracción y por consiguiente en la fase post gel (66).

Toda resina químicamente activada o fotoactivada se contrae hacia el centro de su masa, esto ocurre en el material en condiciones libres, es decir, sin superficies a las que adherirse, y se llama contracción libre. La contracción libre ocurre cuando se trabaja sin adhesivos, lo que dejaría una gran brecha y en consecuencia microfiltración (63). En cambio, la contracción restringida se genera al utilizar adhesivos y al existir superficies a las que adherirse. Sin embargo, se genera tensión, que si excede el límite elástico produce en dicho material una deformación plástica permanente (63). Si la tensión supera la adhesión se generará la separación o ruptura de la resina compuesta de la pared cavitaria (63).

Cuando el material está adherido a dos o más superficies, la contracción se verá afectada por las condiciones de esa unión, de manera tal que el material no se

podrá contraer hacia su centro, por lo tanto, la contracción de polimerización será guiada hacia las superficies adheridas, esto dará como resultado la generación de tensión de contracción (27).

La contracción de polimerización parece ser el problema más importante de las resinas compuestas (67). La tensión generada debido a la contracción de polimerización tiene potencial para iniciar una falla en la interfase diente/restauración produciendo brechas marginales, lo que puede conducir a microfiltración, decoloración marginal y caries secundaria (67). Además esta tensión transferida a los dientes puede causar deformación de los mismos, resultando en una sensibilidad postoperatoria y puede exponer o abrir microfisuras del esmalte pre-existentes (67).

Como anteriormente se señaló, la microfiltración surge como consecuencia de la contracción de polimerización, y se define como el movimiento de bacterias, fluidos, moléculas o iones entre el diente y restauraciones de cualquier tipo (67). La atención se ha centrado en el problema que genera la microfiltración en relación a una variedad de condiciones, que incluyen: caries secundaria, decoloración dentaria en dientes restaurados, hipersensibilidad dental y daño pulpar (68). Además si se trata de una restauración de clase II, el problema se vuelve aún mayor, debido a que la pared gingival de estas cavidades es la zona más crítica en relación a la microfiltración, especialmente si los márgenes de la caja proximal se sitúan por debajo de la unión amelo-cementaria. La explicación más comúnmente aducida para este hecho es la escasez o ausencia de esmalte y la más débil adhesión a la dentina (69).

Por otra parte, la microfiltración puede verse agravada por los cambios de temperatura que se producen en la boca, debido a los diferentes coeficientes de expansión térmica de los tejidos dentales y de las resinas compuestas (69).

Si bien existen varios parámetros inherentes a las propiedades de las resinas compuestas, que no pueden ser controladas por el clínico, existen otros que permiten modificar la tensión de contracción de polimerización, mediante la utilización de distintas técnicas restauradoras (67). Es así como que ha sido

recomendada la técnica incremental en las restauraciones con resinas compuestas de fotocurado, de tal forma de lograr disminuir el efecto de la contracción total del material mediante la reducción del tamaño de cada incremento que es polimerizado (67).

El fundamento para la aplicación de la técnica incremental (capas oblicuas) es reducir la tensión de polimerización total mediante el aumento del número de capas y proporcionarles una geometría óptima para elevar el área total de superficies libres (64).

La ventaja de la técnica incremental radica en que la contracción sufrida por el primer incremento que contacta mínimamente las paredes cavitarias es compensada por el volumen que ocupa el material del incremento siguiente, de ésta forma, las consecuencias de la contracción por polimerización son menos negativas debido a que solamente la contracción que sufre el último incremento no podrá ser compensada (70) .

Teóricamente entonces, la cantidad de contracción sería mínima usando un número infinito de incrementos. Sin embargo, eso no es del todo cierto si tomamos en cuenta algunas de estas observaciones (71) , (70):

- Los incrementos nuevos de resina son colocados sobre regiones de resina que no han sufrido su completa contracción de volumen, ya que, la resina continúa contrayéndose aún después de haber cesado la emisión de luz.
- La polimerización de los incrementos adicionales deforma con su propia contracción a los incrementos de resina previos.
- La adquisición total de las propiedades físicas de la resina no es inmediata, ya que después de 30 minutos de haber ocurrido la polimerización, sólo un porcentaje del 60% de las propiedades ha sido alcanzado.

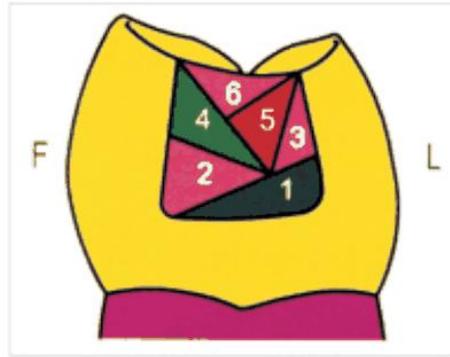


Figura 4: Técnica incremental reduce el factor C (64).

La técnica incremental está basada en incrementos de resina compuesta de hasta 2 mm de espesor. Un mayor espesor en los incrementos desencadenaría una mayor tensión de polimerización sobre las paredes cavitarias (66).

Actualmente, se siguen buscando mejoras en las técnicas y formulaciones de las resinas compuestas, para la optimización de las propiedades físicas y mecánicas (26). Uno de los nuevos materiales recientemente lanzado al mercado corresponde a Surefil® SDR® *flow* difiriendo de las resinas compuestas convencionales al incorporar una tecnología de resina que disminuye la tensión de contracción de polimerización, además de simplificar la técnica restauradora (19).

Surefil® SDR® *flow* es una base fluida para el relleno de cavidades posteriores de un solo incremento, que contiene flúor, es de fotopolimerización y posee cualidades radiopacas. Este material ha sido diseñado para ser usado como base de restauraciones en clase I y II. Surefil® SDR® *flow* tiene las mismas características de manipulación que una resina fluida típica, pero puede ser usado en incrementos de hasta 4 mm con una mínima tensión de polimerización. Posee cualidades de autonivelación lo que permite una íntima adaptación con las paredes de la preparación cavitaria(19).

Surefil® SDR® *flow* es compatible con todos los sistemas de adhesión a dentina y esmalte en base a metacrilato. El sistema SDR que contempla este material, difiere de las resinas convencionales porque incorpora una tecnología de resina que disminuye la tensión. Cuando los sistemas de resina son expuestos a la luz visible, rápidamente sucede la polimerización con la consecuente contracción

volumétrica. En contraste, el sistema SDR, bajo las mismas condiciones, reduce enormemente la tensión de contracción generada, ya que provee una reducción del 20% en la contracción volumétrica y casi un 80% de la reducción de la tensión de polimerización comparado con un sistema tradicional (19).

La nueva resina SDR tiene en su estructura una molécula de uretano di-metacrilato estructural patentada que es responsable de la reducción de la contracción y la tensión. Esto se debe en parte a que la molécula SDR es más larga que las moléculas de los sistemas de resinas compuesta convencionales (la molécula SDR tiene un PM de 849 gr/mol comparado con los 513 gr/mol para la molécula Bis-GMA). Además la tecnología SDR comprende la combinación única en su estructura molecular de un "modulador de la polimerización" unido químicamente al centro de la cadena principal resina polimerizable, cuya composición es patentada (19).

Por todo lo anterior, y a pesar de que existe evidencia científica respecto a que las resinas compuestas fluidas tendrían una mayor contracción de polimerización, generando una mayor tensión en la interfase diente-restauración, no está probado el comportamiento clínico de este nuevo material, que según su fabricante poseería propiedades físicas y mecánicas superiores respecto a otras resinas compuestas utilizadas para la restauración de dientes posteriores, reduciendo la microfiltración marginal. Es por esto, que en el presente estudio se buscó realizar un análisis comparativo en los niveles de microfiltración marginal cervical utilizando esta nueva técnica restauradora, según las indicaciones del fabricante, *versus* una técnica restauradora convencional por incremento.

## **HIPÓTESIS**

Existen diferencias en el grado de sellado marginal cervical de restauraciones de resina compuesta Clase II realizadas con Surefil® SDR® *flow* comparadas con la utilización de la técnica incremental convencional.

## **OBJETIVO GENERAL**

Establecer diferencias en el grado de sellado marginal cervical en restauraciones de resina compuesta Clase II realizadas con Surefil® SDR® *flow* comparadas con la utilización de la técnica incremental convencional.

## **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Determinar porcentaje de microfiltración marginal cervical en las restauraciones de resina compuesta Clase II, realizadas con el método restaurador incremental convencional.
- Determinar porcentaje de microfiltración marginal cervical en las restauraciones de resina compuesta Clase II, utilizando Surefil® SDR® *flow*, con técnica sugerida por el fabricante.
- Analizar comparativamente los resultados obtenidos de los grupos de estudio.

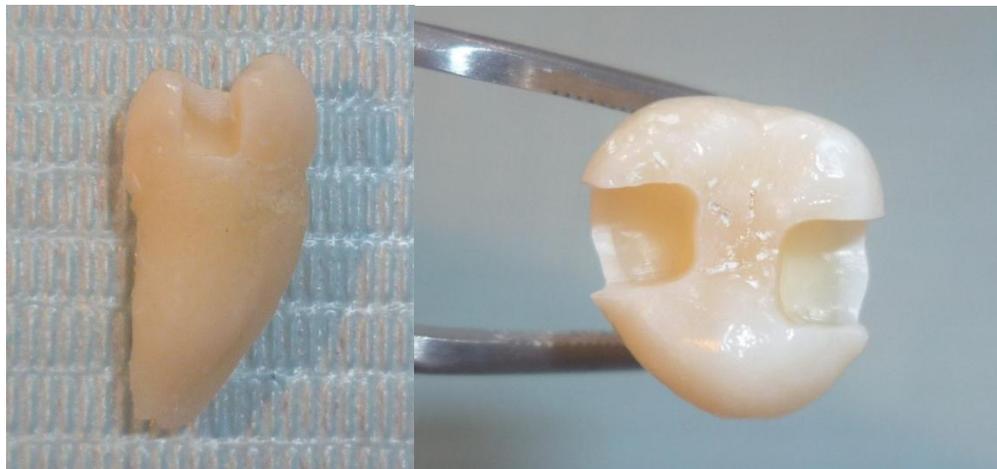
## MATERIALES Y MÉTODOS

Se utilizaron 30 molares sanos extraídos recientemente. El tamaño de la muestra fue determinado según el criterio de significación estadística, donde un tamaño de  $n= 30$ , produce una distribución de coeficientes de correlación en la muestra prácticamente igual al que lo haría una distribución normal.

Los dientes fueron almacenados en una solución de suero fisiológico con formalina al 2% en recipientes cerrados.

Los dientes fueron acondicionados previamente para el retiro de restos orgánicos, utilizando curetas Gracey, escobilla de copa blanda y flor de pómez con agua.

En cada diente, se realizaron dos preparaciones cavitarias proximales Clase II, una por ocluso-mesial y otra por ocluso-distal; ambas estandarizadas en 5 mm de alto, 3 mm de ancho y 3 mm de profundidad, medidas con sonda periodontal Carolina del Norte (fotografía 1). Todas las preparaciones se efectuaron por el mismo operador, utilizando pieza de mano de alta velocidad (W&H®), con fresa cilíndrica diamantada de grano azul. Los dientes se almacenaron en suero fisiológico hasta su utilización.



Fotografía 1: Preparación cavitaria estandarizada mesial y distal en dientes sanos

Luego se efectuaron dos restauraciones en cada diente, una mesial en la que se utilizó Surefil® SDR® *flow* y CeramX® Duo (Dentsply), y otra distal que fue

realizada sólo con CeramX Duo (técnica incremental), ambas con el sistema adhesivo XP Bond® (Dentsply) según protocolo indicado por el fabricante. Los incrementos de resina compuesta se polimerizaron con lámpara halógena de fotocurado.

A continuación se describen ambas técnicas restauradoras utilizadas paso a paso:

#### Técnica convencional de restauración, utilizando CeramX® Duo (figura 5)

Luego de realizada la preparación cavitaria, se realizaron los siguientes pasos operatorios:

- Grabado ácido por 10 segundos en esmalte y luego 10 segundos adicionales en dentina y esmalte con ácido ortofosfórico al 37%.
- Lavado con spray de agua por 40 segundos.
- Secado de la cavidad con papel absorbente.
- Aplicación de la primera capa de sistema adhesivo a la cavidad, frotando por 20 segundos.
- Secado con aire de jeringa triple, por 10 segundos a 10 cms. de distancia.
- Aplicación de la segunda capa de sistema adhesivo a la cavidad, frotando por 20 segundos.
- Secado con aire de jeringa triple, por 10 segundos a 10 cms. de distancia.
- Polimerización de sistema adhesivo, desde oclusal, durante 20 segundos.
- Ubicación de banda matriz metálica con portamatriz Tofflemaire.
- Aplicación de la primera capa de resina compuesta vestibular, rellenando la cavidad hasta la mitad de su altura.
- Polimerizar 20 segundos por oclusal.
- Aplicación de la segunda capa de resina compuesta palatino/lingual, rellenando la cavidad hasta la mitad de su altura.
- Polimerizar 20 segundos por oclusal.
- Aplicación de la tercera capa de resina compuesta rellenando por oclusal, hasta completar el 50% de la cavidad.

- Polimerizar 20 segundos por oclusal.
- Aplicación de la cuarta capa de resina compuesta vestibular, rellenando la cavidad hasta el borde cavo superficial.
- Polimerizar 20 segundos por oclusal.
- Aplicación de la quinta capa de resina compuesta palatino/lingual, rellenando la cavidad hasta el borde cavo superficial.
- Polimerizar 20 segundos por oclusal.
- Aplicación de la sexta capa de resina compuesta rellenando por oclusal, hasta restaurar completamente la cavidad.
- Polimerizar 40 segundos por oclusal.

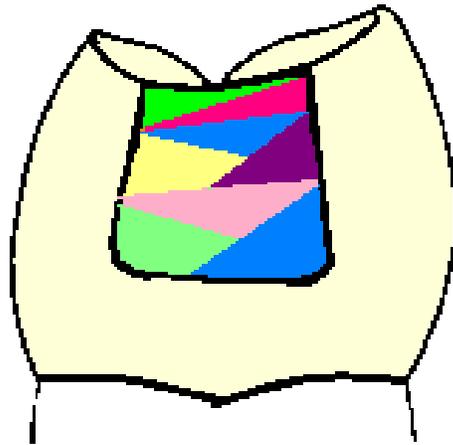


Figura 5: Representación esquemática de técnica restauradora convencional.

Técnica restauradora propuesta, con CeramX® Duo y Surefil® SDR® flow (figura 6)

Luego de realizada la preparación cavitaria, se realizarán los siguientes pasos operatorios:

- Grabado ácido por 10 segundos en esmalte y luego 10 segundos adicionales en dentina y esmalte con ácido ortofosfórico al 37%.
- Lavado con spray de agua por 40 segundos.
- Secado de la cavidad con papel absorbente.
- Aplicación de la primera capa de sistema adhesivo a la cavidad, frotando por 20 segundos.
- Secado con aire de jeringa triple, por 10 segundos a 10 cms. de distancia.
- Aplicación de la segunda capa de sistema adhesivo a la cavidad, frotando por 20 segundos.
- Secado con aire de jeringa triple, por 10 segundos a 10 cms. de distancia.
- Polimerización de sistema adhesivo, desde oclusal, durante 20 segundos.
- Ubicación de banda matriz metálica con portamatriz Tofflemaire.
- Aplicación de Surefil® SDR® flow desde el fondo de la cavidad proximal hasta llegar al piso cavitario oclusal, dejando 2mm de altura hasta el borde cavo superficial.
- Polimerizar 20 segundos por oclusal.
- Aplicación de resina compuesta vestibular, hasta el borde cavo superficial.
- Polimerizar 20 segundos por oclusal.
- Aplicación de resina compuesta palatino/lingual, hasta el borde cavo superficial.
- Polimerizar 20 segundos por oclusal.
- Aplicación de resina compuesta rellenando por oclusal, hasta restaurar la cavidad completamente.
- Polimerizar 40 segundos por oclusal.

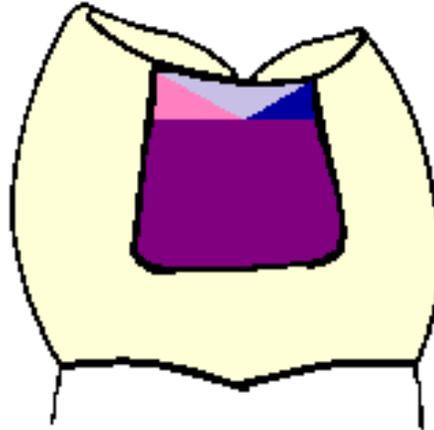


Figura 6: Representación esquemática de técnica propuesta utilizando Surefil® SDR *flow*.

Una vez realizadas las restauraciones, los ápices de las raíces fueron cubiertos con cemento de Vidrio Ionómero (Chemfill Superior; Dentsply), en consistencia masilla. Posteriormente, se aplicaron dos capas de cianoacrilato, y luego, dos capas de esmalte de uñas. Finalmente, las raíces se cubrieron con una capa de acrílico rosado de autocurado (Marché), para así asegurar la impermeabilidad de éstas. Se dejaron al descubierto las restauraciones realizadas, con un margen de 1mm aproximadamente.

Luego se realizó el proceso de termociclado, para evaluar la capacidad de sellado de las restauraciones.

El termociclado consistió en la aplicación de 100 ciclos, entre 5°C y 60°C, manteniéndose los dientes 30 segundos en cada una de dichas temperaturas, y templándose a 23°C durante 15 segundos entre un baño y otro. Cada baño térmico estuvo compuesto de 400 ml de solución acuosa de azul de metileno al 1%. Dicho colorante funcionó como marcador de la microfiltración en la interfase diente-restauración.

Luego del termociclado, los dientes fueron cortados paralelos a su eje mayor, pasando por ambas restauraciones, exponiendo la interfase diente-restauración. El corte fue efectuado con disco diamantado sin refrigeración, a baja velocidad (Fotografía 2).



Fotografía 2: Corte Sagital de diente con restauración mesial y distal, realizado con disco diamantado de baja velocidad, posterior al termociclado.

Finalmente, se observaron los dientes en microscopio óptico, utilizando un aumento de lupa (10x) y con un objetivo graduado a 0,1 mm. Se midió la penetración del colorante entre el diente y la restauración registrando la distancia que recorrió el colorante desde el borde marginal cervical hacia la pared axial de la cavidad (en mm). Se obtuvo una razón entre la distancia recorrida por el colorante desde el borde marginal cervical hacia la pared axial de la cavidad y la profundidad total de la cavidad en sentido mesio-distal, multiplicándolo por 100 (porcentaje de microfiltración).

Se debe señalar que la realización de las cavidades y de las respectivas restauraciones en cada diente, fueron realizadas por un único operador. Por otro lado, la medición de la penetración del colorante al microscopio óptico fue realizada por un observador único y distinto al primero.

Se realizó el test estadístico de los datos obtenidos. En primera instancia, se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk, para evaluar la distribución normal de los datos. Posteriormente, se aplicó la prueba de Mann-Whitney (no-paramétrica), para observar si existió alguna diferencia significativa entre los grupos en estudio. El nivel de significación para los datos fue dado con un  $p=0,05$ .

## RESULTADOS

Los resultados obtenidos para los valores de microfiltración, medidos como penetración del colorante en milímetros en relación a cada grupo (Tabla 1):

Valores de Microfiltración en mm.				
DIENTE	Surefil® + CeramX®		CeramX®	
	Long. Total	Filtración	Long. Total	Filtración
1	4,8	0	4,9	1
2	3,5	0,3	3	0,4
3	4,2	0	4,4	0
4	3,7	0	3,9	0
5	3,9	0	3,8	0
6	4,7	0	4,7	0
7	4,5	0	4,3	0
8	3,9	0	4	0
9	4,4	0,2	4,5	0,6
10	5,1	0	5	0
11	5	0,3	4,5	0,4
12	5	0,2	5,5	0,2
13	3,8	0	3,9	0
14	5,3	0	5,5	0,4
15	4,2	0	4,1	0
16	4,5	0	4,7	0
17	5	0	4,9	0
18	3,8	0	3,9	0
19	4,4	0	4,3	0
20	5,2	0	5	0
21	4,5	0	4,5	0,8
22	4,3	0	4,1	0
23	3,9	0	3,8	0
24	5,2	0	5,1	0
25	4,1	0	4,2	0
26	4,6	0	4,7	0
27	5,2	0,3	4,4	0,4
28	4,4	0	4,3	0
29	5,2	0	5,5	0,4
30	5,8	0	6	1

Tabla 1: Valores de microfiltración en mm. para cada grupo en estudio.

Los valores obtenidos anteriormente tienen un error de medición de 0,05 mm.

Los resultados obtenidos para el porcentaje de microfiltración en relación a cada grupo se muestran a continuación (Tabla 2):

<b>Porcentaje de Microfiltración</b>		
<b>DIENTE</b>	<b>CeramX</b>	<b>Surefil + CeramX</b>
1	20,4%	0,0%
2	13,3%	8,6%
3	0,0%	0,0%
4	0,0%	0,0%
5	0,0%	0,0%
6	0,0%	0,0%
7	0,0%	0,0%
8	0,0%	0,0%
9	13,3%	4,6%
10	0,0%	0,0%
11	8,9%	6,0%
12	3,6%	4,0%
13	0,0%	0,0%
14	7,3%	0,0%
15	0,0%	0,0%
16	0,0%	0,0%
17	0,0%	0,0%
18	0,0%	0,0%
19	0,0%	0,0%
20	0,0%	0,0%
21	17,8%	0,0%
22	0,0%	0,0%
23	0,0%	0,0%
24	0,0%	0,0%
25	0,0%	0,0%
26	0,0%	0,0%
27	9,1%	5,8%
28	0,0%	0,0%
29	7,3%	0,0%
30	16,7%	0,0%
<b>Media</b>	<b>3,9%</b>	<b>1,0%</b>

Tabla 2: Porcentaje de microfiltración con ambas técnicas y sus medias respectivas

## ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

Resultados de la estimación de la normalidad de los datos de ambos tratamientos efectuados (Tabla 3)

Técnica Restauradora		Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.
Porcentaje de Microfiltración Marginal	Surefil + CeramX	,483	30	,000
	CeramX	,669	30	,000

Tabla 3: Análisis estadístico mediante test Shapiro-Wilk.

Se muestran los resultados de la estimación de distribución normal de los datos en las técnicas restauradoras estudiadas. Se encontró que la prueba fue altamente significativa ( $p < 0,05$ ), lo cual indica que ambos grupos de datos no tienen distribución normal.

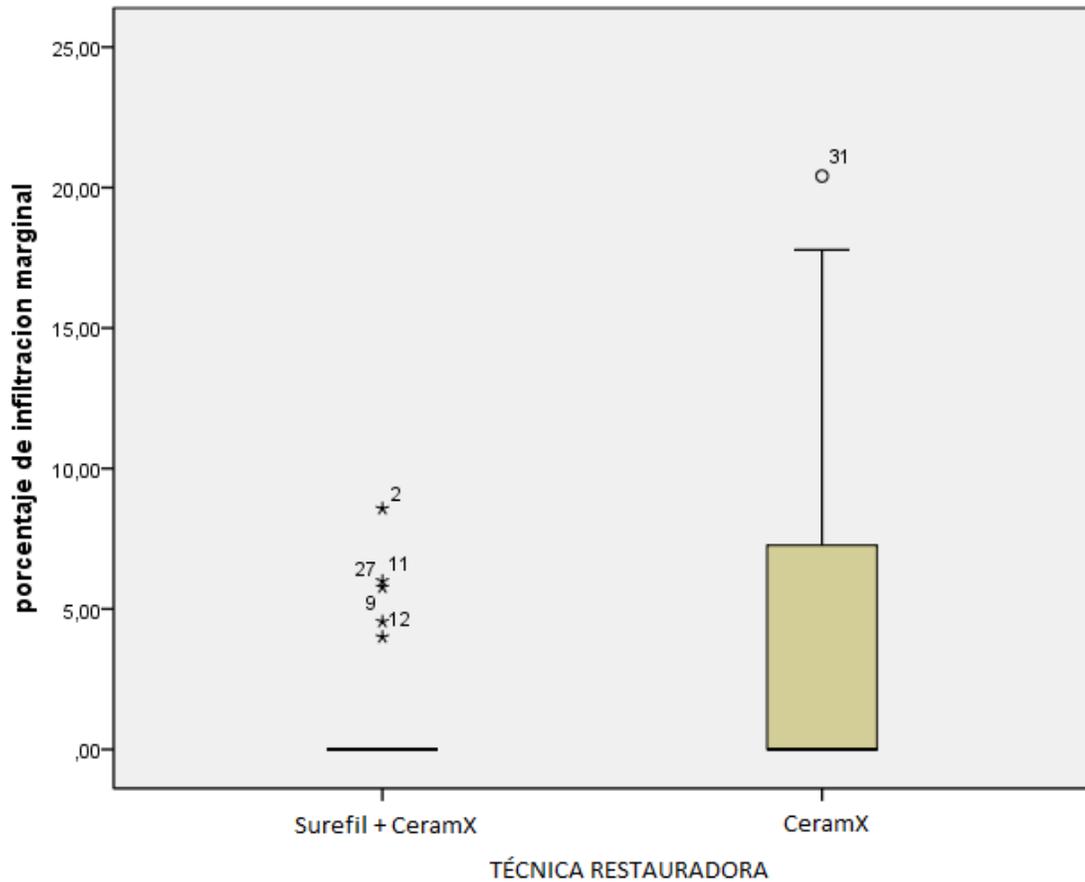
Resultados del análisis estadístico descriptivo de ambos grupos en estudio (Tabla 4)

Porcentaje de Microfiltración	CeramX	Surefil + CeramX
Media	3,92%	0,96%
Mediana	0,00%	0,00%
Varianza	0,00394972	0,000505337
Desv. Tip	0,06284676	0,022479693
Rango	20,41%	8,57%

Tabla 4: Análisis de los valores estadísticos descriptivos

Se muestran los rangos promedios y la suma de rangos observados en cada tratamiento. Estos resultados, graficados, se observan de la siguiente manera (Gráfico 1):

Gráfico 1: Diagrama de cajas que muestra grado de asimetría y dispersión de la muestra.



## Resultados de la comparación entre los dos tratamientos estudiados

Estadísticos de contraste <sup>a</sup>	
Porcentaje de Microfiltración Marginal	
<b>U de Mann-Whitney</b>	357,000
<b>Z</b>	-1,808
<b>Sig. asintót. (bilateral)</b>	,071

Tabla 5: datos estadísticos de contraste

En la Tabla 5 se muestran los resultados de la comparación entre ambos tratamientos. El estadígrafo Z, asociado a la prueba empleada en el presente trabajo no fue significativa ( $p < 0,05$ ), lo cual indica que ambos tratamientos no tienen diferente nivel de filtración marginal.

## DISCUSIÓN

Las restauraciones Clase II con resina compuesta han sido siempre un punto de debate, especialmente en cavidades extensas hacia cervical donde no hay esmalte y los márgenes están formados por dentina, cemento, o ambos. La adhesión a dentina es más difícil de lograr debido a las propiedades específicas de ésta, como la estructura tubular y la humedad intrínseca (72). Para minimizar la tensión generada por la contracción de polimerización, los esfuerzos han sido dirigidos a mejorar la técnica restauradora, la formulación de las resinas compuestas y los métodos de polimerización (73).

En el presente estudio, se probó una nueva técnica restauradora para cavidades de Clase II, utilizando como material restaurador una resina compuesta fluida, cuyas características particulares permiten utilizar incrementos de hasta 4 mm de espesor, de una sola vez.

Según los resultados obtenidos en este estudio, la técnica restauradora utilizando Surefil® SDR® *flow* en conjunto con CeramX® Duo obtuvo un porcentaje menor de microfiltración marginal cervical, respecto a la utilización de la técnica incremental convencional con CeramX® Duo. Los porcentajes de microfiltración fueron 0,96% para la técnica en estudio y 3,92% para la técnica control. Sin embargo, esta diferencia no fue estadísticamente significativa ( $p= 0,071$ ).

Consecuentemente, el estudio de Roggendorf y cols. (18), demostró que es posible trabajar exitosamente con una técnica simplificada, usando una capa base de SDR de 4mm en cualquier tipo de cavidad con profundidad mayor a 6 mm. En ninguno de los grupos restaurados con SDR se obtuvo menos brecha que en los grupos control que usaron técnica incremental convencional. La parte basal de la cavidad sólo fue rellena con SDR y posteriormente cubierta con una resina compuesta convencional más resistente al desgaste. Este estudio mostró una combinación de SDR con cinco resinas compuestas escogidas, en las que aparentemente no hubo pérdida en las propiedades adhesivas, en términos de adaptación marginal a esmalte y dentina. En cuanto a la adaptación interna a

dentina, la utilización SDR comparado con la técnica convencional por capas, no había diferencias entre ambos materiales. Respecto a la microfiltración, las restauraciones que utilizaron SDR no tenía diferencias significativas en el nivel de microfiltración en relación a la técnica convencional por incremento ( $p > 0,05$ ), lo cual es congruente con los resultados de nuestro estudio. Es importante señalar que el SDR utilizado es el estudio de Roggendorf es distinto, y antecesor, a Surefil® SDR® flow.

Surefil® SDR® flow es un material que ha sido recientemente incorporado al mercado (aún no está disponible en nuestro país), por lo tanto, no se encuentran otros estudios similares donde se comparen las propiedades físicas, mecánicas y clínicas de este material o de otro similar a él. Sin embargo, sí se ha estudiado la microfiltración de otro tipo de resinas compuestas fluidas que se utilizan como capa intermedia o *liner* en restauraciones de cavidades profundas. Es el caso del estudio de Majety y Pujar (5), quienes evaluaron la microfiltración marginal cervical de resinas compuestas clase II, utilizando una muestra mayor de dientes ( $n = 100$ ). Los resultados en ambas técnicas no fueron estadísticamente significativos. A pesar de esto, se obtuvo un mejor resultado en el grupo que utilizó resina compuesta fluida (técnica propuesta) en el piso cervical con una mínima microfiltración marginal en el 75% de las muestras.

Otros estudios en cambio, sí muestran diferencias en los niveles de microfiltración. Radhika M y cols. (4), evaluaron la microfiltración marginal cervical en restauraciones Clase II de resina compuesta utilizando 60 molares. Obtuvieron valores de microfiltración bajos en aquellos grupos que utilizaron resina fluida en el piso cavitario, combinado con la técnica convencional. Se analizaron también los resultados obtenidos por Korkmaz, Ozel, y Attar (74), respecto al nivel de microfiltración marginal en cervical de resinas compuestas Clase II. Los cuatro grupos que utilizaron resina compuesta fluida en piso cavitario obtuvieron menor microfiltración y menor presencia de “vacíos” dentro de la obturación. Estos resultados también se ven reflejados en el estudio de Sadeghi y Lynch (17), donde se utilizó resina compuesta fluida como *liner* en el límite gingival bajo restauraciones de resina compuesta empacable y nanohíbrida, generando una

reducción en la microfiltración ( $p < 0,05$ ). También se compararon las restauraciones sin el uso del *liner*, donde se vio menor microfiltración en las resinas compuestas empacables comparado con las nanohíbridas ( $p < 0,05$ )

A pesar de que los resultados del presente estudio no mostraron diferencias significativas en las técnicas restauradoras empleadas respecto a la microfiltración, se podría sugerir la utilización de Surefil® SDR® *flow* como material restaurador, debido a que utiliza una técnica de aplicación sencilla y es de fácil manipulación (por su consistencia y forma de presentación), reduciendo de esta manera el tiempo de trabajo del operador, a diferencia de la técnica incremental convencional que es de mayor complejidad, requiere de gran habilidad por parte del operador para realizarla correctamente, pues de no ser así, pueden llegar a incorporarse de forma involuntaria burbujas de aire al material restaurador, como sucedió en este trabajo al visualizarse las restauraciones al microscopio óptico, generando clínicamente sensibilidad post-operatoria en el diente restaurado.

Es necesario evaluar la resistencia mecánica de este nuevo material para su aplicación en el sector posterior (dureza, resistencia al desgaste, resistencia a la fractura por compresión y tracción) frente a las fuerzas masticatorias.

Para finalizar sería conveniente realizar la visualización bajo microscopio electrónico de barrido de la interfase diente-restauración, para determinar el grado de sellado marginal obtenido con ambas técnicas restauradoras en la pared cervical, otorgando una mayor precisión a los resultados. Por último, se propone la realización de un estudio comparativo *in vivo* de las mismas técnicas de restauración, para evaluar posteriormente la correlación *in vivo* - *in vitro*.

## CONCLUSIONES

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

1. Ninguna de las dos técnicas restauradoras elimina completamente la microfiltración marginal cervical de las resinas compuestas clase II. Sin embargo, el valor obtenido por Surefil® SDR® *flow* fue muy cercano a cero.
2. No existieron diferencias estadísticamente significativas entre ambas técnicas restauradoras. A pesar de esto, la técnica realizada con Surefil® SDR® *flow* tuvo en promedio una menor filtración marginal que la técnica incremental convencional.
3. En virtud de lo anterior, se rechaza la hipótesis de trabajo propuesta en la investigación: “Existen diferencias en el grado de sellado marginal cervical de restauraciones de resina compuesta Clase II realizadas con Surefil® SDR® *flow* comparadas con la utilización de la técnica incremental convencional”.

**BIBLIOGRAFÍA**

1. Yap AU, Wang HB, Siow KS, Gan LM. Polymerization shrinkage of visible-light cured composites. *Oper Dent*. 2000; 25:98-103.
2. Leinfelder KF. Using composite resin as a posterior restorative material. *J Am Dent Assoc*. 1991;122:65-7.
3. Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc*. 2000; 131: 375-83.
4. Radhika M, Girija S Sajjan, Kumaraswamy BN y 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;13(1):9-15.
5. Majety KK, Pujar M. In vitro evaluation of microleakage of class II packable composite resin restorations using flowable composite and resin modified glass ionomers as intermediate layers. *J Conserv Dent*. 2011;14(4):414-7.
6. Kasraei S, Azarsina M, Majidi S. In vitro comparison of microleakage of posterior resin composites with and without liner using two-step etch-and-rinse and self-etch dentin adhesive systems. *Oper Dent*. 2011;36(2):213-21.
7. Perdigao J, Geraldeli S. Bonding characteristics of self-etching adhesives. *Am J Dent*. 2003;9(3):100-104.
8. Sadeghi M. Influence of flowable materials on microleakage of nanofilled and hybrid class II composite restorations with LED and QTH LCUs. *Indian J Dent Res*. 2009;20(2):159-163.
9. Hagge MS, Lindemuth JS, Mason JF, Simon JF. Effect of four intermediate layer treatments on microleakage of Class II composite restorations. *Gen Dent* 2001;49:489-95.
10. Ozel Bektas O, Eren D, Akin EG, Akin H. Evaluation of a self-adhering flowable composite in terms of micro-shear bond strength and microleakage. *Acta Odontol Scand*. 2012;25.
11. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Stamatiades P, Wikerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc*. 1998;129(5):567-77.

12. Pamir T, Turkum M. Factors affecting microleakage of a packable resin composite: An in vitro study. *Oper Dent*. 2005;30(3):338-345.
13. Belli S, Orucoglu H, Yildirim C, Eskitascioglu G. The effect of fiber placement or flowable resin lining on microleakage in Class II adhesive restorations. *J Adhes Dent*. 2007;9(2):175-81.
14. Guéders AM, Charpentier JF, Albert AI, Geerts SO. Microleakage after thermocycling of 4 etch and rinse and 3 self-etch adhesives with and without a flowable composite lining. *Oper Dent*. 2006;31(4):450-5.
15. Pongprueksa P, Kuphasuk W, Senawongse P. Effect of elastic cavity wall and occlusal loading on microleakage and dentin bond strength. *Oper Dent*. 2007;32(5):466-75.
16. Ozel E, Soyman M. Effect of fiber nets, application techniques and flowable composites on microleakage and the effect of fiber nets on polymerization shrinkage in class II MOD cavities. *Oper Dent*. 2009;34(2):174-80.
17. Sadeghi M, Lynch CD. The effect of flowable materials on the microleakage of Class II composite restorations that extend apical to the cemento-enamel junction. *Oper Dent*. 2009;34(3):306-11.
18. Roggendorf MJ, Krämer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. *J Dent*. 2011;39(10):643-7.
19. Dentsply. Scientific Compendium SureFil® SDR® flow. 2011;5-8.
20. Nocchi E. *Odontología Restauradora: Salud y Estética*. 2da Edición. Ed Med Panamericana. 2008.
21. Macchi R. *Materiales Dentales*. 4ta Edición. Editorial Panamericana. 2007.
22. Henostroza G. *Estética en Odontología*. 1ra Edición. Ed Med Ripano. 2006.
23. Barrancos J. *Operatoria Dental*. 4ta edición. Editorial Panamericana. 2006.
24. Anusavice K. *Phillips: La Ciencia de los Materiales Dentales*. 11ra Edición. Ed Elsevier España. 2006.
25. Hervás-García A., Martínez-Lozano M., 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:E215-20.

26. Rodríguez G., Douglas R., Pereira S., Natalie A. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. *Acta Odontol Venez.* 2008;46(3):381-392.
27. De La Macorra J. La contracción de polimerización de los materiales restauradores a base de resinas compuestas. *Odontol Cons.* 1999;2:24-35.
28. Braga R., Ferracane J. Alternatives in polymerization contraction stress management. *J Appl Oral Sci.* 2004;12(sp. issue):1-11.
29. Zimmerli B., Strub M., Jeger F., Stadler O., Lussi A. Composite materials: Composition, properties and clinical applications. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2010;120(11):972-86.
30. Fong H., Dickens S., Flaim G. Evaluation of dental restorative composites containing polyhedral oligomeric silsesquioxane methacrylate. *Dent Mater.* 2005;21(6):520-9.
31. Sarrett DC. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dent Mater.* 2005;21(1):9-20.
32. Chain M. Camargo C. Andriani O. Estética: Dominando os desejos e controlando as expectativas. Volumen 3. Editorial Arte y Ciencia Médica Latinoamericana. Brasil. 2002. Cap 4.
33. McCabe J., Kagi S. Mechanical properties of a composite inlay material following post-curing. *Br Dent J.* 1991;171,246-248.
34. Albers H. Odontología estética. Selección y colocación de materiales. 1ra Edición. Labor. España. 1988;21-25.
35. Sabbagh J., Ryelandt L., Bachérius L., Biebuyck J., Vreven J., Lambrechts P., Leloup G. Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *J Oral Rehabil.* 2004;31(11):1090-101.
36. Willems G, Celis JP, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Hardness and Young's modulus determined by nanoindentation technique of filler particles of dental restorative materials compared with human enamel. *J Biomed Mater Res.* 1993;27(6):747-55.
37. Davidson C., Feilzer A. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent.* 1997;25(6):435-40.
38. Craig R. *Materiales Dentales Restauradores.* 7º Edición. Editorial Mundi. . 1988;237-266.

39. Bowen R. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. J Am Dent Assoc. 1963;66:57-64.
40. Sarkar N., Karmaker A., Prasad A., Shih F. Simulation of in vivo degradation of dental composites. J Mat Sci Let. 1999;18(21):1749-52.
41. Schmidseder J. Atlas De Odontología Estética. Edición Española. Barcelona. 1999.
42. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. Dent Mater. 1992;8(5):310-9.
43. Cordero V. "Estudio comparativo *in vitro* de la resistencia adhesiva de restauraciones en resina compuesta realizadas con técnica adhesiva con grabado ácido total v/s en sistema adhesivo autograbante". Trabajo de investigación para optar al Título de Cirujano-Dentista. Facultad de Odontología Universidad de Chile. 2004.
44. Pereira SG, Osorio R, Toledano M, Nunes TG. Evaluation of two Bis-GMA analogues as potential monomer diluents to improve the mechanical properties of light-cured composite resins. Dent Mater. 2005;21(9):823-30.
45. EL-Badrawy, WA., El-Mowafy, OM. Chemical versus dual curing of resin inlays cements. J Prosthet Dent. 1995;73:515-524.
46. Abate P. Alternativas en materiales plásticos estéticos para el sector posterior. Rev AOA. 1998;86:390-395.
47. Olmez A, Oztas N, Bodur H. The effect of flowable resin composite on microleakage and internal voids in class II composite restorations. Oper Dent. 2004;29(6):713-9.
48. Guede C. "Estudio comparativo *in vitro* de las propiedades mecánicas de resinas compuestas fluídas polimerizadas en distintos tiempos, a través de bloque de resina compuesta previamente endurecido". Trabajo de investigación para optar al Título de Cirujano-Dentista. Facultad de Odontología Universidad de Chile. 2006.
49. Astorga C., Bader M. Biomateriales Odontológicos. Tomo I. 1era Edición. 2004;179-192.

50. Manuja N, Nagpal R, Pandit IK. Dental adhesion: mechanism, techniques and durability. *J Clin Pediatr Dent.* 2012;36(3):223-34.
51. O'brien W. *Dental Materials and Their Selection.* 2nd Edition. Editorial Quintessence Int. 1997;39-48.
52. Lopes G., Baratieri L., De Andrada M., Vieira L. Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int.* 2002;33(3):213-24.
53. Swift EJ Jr. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent.* 2002;24(5):456-61.
54. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Carvalho RM, Russell CM. Bond strength versus dentine structure: a modelling approach. *Arch Oral Biol.* 1995;40(12):1109-18.
55. Pashley DH, Andringa HJ, Derkson GD, Derkson ME, Kalathoor SR. Regional variability in the permeability of human dentine. *Arch Oral Biol.* 1987;32(7):519-23.
56. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res.* 1979;58(4):1364-70.
57. Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent.* 1998;26(1):1-20.
58. Al-Ehaideb AA., Mohammed . Microleakage of "one bottle" dentin adhesives. *Oper Dent.* 2001;26(2):172-175.
59. Swift EJ Jr, Perdigão J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int.* 1995;26(2):95-110.
60. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997;105(2):97-116.
61. Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res.* 1984;63(12):1396-9.
62. Franco, E.B., Lopes, L.G. Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos. *Rev Biodonto.* 2003;1(2):12.
63. Bausch JR, de Lange K, Davidson CL, Peters A, de Gee AJ. Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. *J Prosthet Dent.* 1982 Jul;48(1):59-67.

64. Karthick K., Sivakumar K., Geetha P., Shankar S. Polymerization Shrinkage of Composites - A Review. *J Ind Acad Dent Spec.* 2011;2(2):32-36.
65. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res.* 1987;66(11):1636-9.
66. Lanata E. *Operatoria Dental. Estetica y Adhesion.* Editorial Grupo Guia. 2003.
67. Idriss S, Habib C, Abduljabbar T, Omar R. Marginal adaptation of class II resin composite restorations using incremental and bulk placement techniques: an ESEM study. *J Oral Rehabil.* 2003;30(10):1000-7.
68. Gonzalez N., Kasim N., Aziz R. Microleakage Testing. *Ann Dent Univ Malaya.* 1997;4:31-37.
69. Mastach L., Roca P., Sierra P., Rodríguez-Ponce A. Estudio in vitro de microfiltración en obturaciones de clase II de resina compuesta condensable. *Av Odontoestomatol.* 2004;20-2:85-94.
70. Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? . *J Dent Res.* 1996;75(3):871-8.
71. Loguercio AD, Reis A, Ballester RY. Polymerization shrinkage: effects of constraint and filling technique in composite restorations. . *Dent Mater.* 2004;20(3):236-43.
72. Eick JD, Cobb CM, Chappel P, Spencer P, Robinson SJ. The dentinal structure: Its influence on dentinal adhesion. Part I. . *Quintessence Int.* 1991;22:967-77.
73. Deliperi S, Bardwell DN. An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. *J Am Dent Assoc.* 2002;133:1387-97.
74. Korkmaz Y., Ozel E., Altar N. Effect of flowable composite lining on microleakage and internal voids in Class II composite restorations. *J Adhes Dent.* 2007; 9(2):189-94.