



UNIVERSIDAD DE CHILE  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA  
ÁREA DE BIOMATERIALES DENTALES

**ANÁLISIS DESCRIPTIVO IN VITRO DE LA INTERFAZ ADHESIVA DE  
RESTAURACIONES DE RESINA COMPUESTA REALIZADAS CON TETRIC N  
CERAM BULKFILL® Y TETRIC N CERAM® CONVENCIONAL**

**Javiera Irma Antivilo Bruna**

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN**

**REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE**

**CIRUJANO DENTISTA**

**TUTOR PRINCIPAL**

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

**TUTOR ASOCIADO**

**Dr. David Aizencop**

**Santiago – Chile**

**2014**





UNIVERSIDAD DE CHILE  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA  
ÁREA DE BIOMATERIALES DENTALES

**ANÁLISIS DESCRIPTIVO IN VITRO DE LA INTERFAZ ADHESIVA DE  
RESTAURACIONES DE RESINA COMPUESTA REALIZADAS CON TETRIC N  
CERAM BULKFILL® Y TETRIC N CERAM® CONVENCIONAL**

**Javiera Irma Antivilo Bruna**

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN**

**REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE**

**CIRUJANO DENTISTA**

**TUTOR PRINCIPAL**

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

**TUTOR ASOCIADO**

**Dr. David Aizencop**

**Santiago – Chile**

**2014**

## **AGRADECIMIENTOS**

A mi Madre por brindarme todas las herramientas necesarias para convertirme en lo que soy hoy. Sin ti, nada habría sido posible.

A Andrés por confiar ciegamente en mis capacidades y enseñarme que la perseverancia y esfuerzo es la manera de obtener lo que queremos. Gracias por estar detrás de mí en cada decisión y por tu amor que no tiene límite.

A Benjamín por su entrega y amor incondicional, por recordarme cada una de mis virtudes y ayudarme día a día a mantener mis sueños intactos. Gracias por apoyarme en cada paso que doy, por multiplicar mis alegrías y alivianar mis penas.

Al Doctor Marcelo Bader por su gran apoyo y desinteresada ayuda en esta última etapa universitaria.

Al Doctor Miguel Fernandez por enseñarme la importancia de los afectos y el control de calidad.

A mis compañeros y amigos que fueron mi principal compañía y apoyo en este largo camino: Natalia, Leonardo, Camila, Karen, Marité, Castañón.

A Gerardo por mostrarme la Odontología desde otra perspectiva y ayudarme a hallar mis fortalezas y debilidades.

A Dominic y Francisca por su apoyo y comprensión a través de todos estos años de amistad.

A Lucho, David, Sole, Pato, Pablo, Sisi y cada funcionario y paciente que hizo que mis días fueran más amenos y felices dentro de la facultad.

## INDICE

RESUMEN.....	1
MARCO TEÓRICO.....	3
HIPÓTESIS.....	23
OBJETIVO GENERAL.....	23
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	23
MATERIALES Y MÉTODOS.....	24
RESULTADOS.....	30
DISCUSIÓN.....	40
CONCLUSIÓN.....	44
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	45
ANEXO.....	50

## RESUMEN

### INTRODUCCIÓN

Las resinas compuestas son ampliamente utilizadas, no tan solo por sus propiedades estéticas, sino también porque permiten unirse a la estructura dentaria sin remover tejido sano. Sin embargo, presentan un inconveniente: la contracción de polimerización, que puede resultar en la formación de una brecha marginal con la consecuente microfiltración y sensibilidad dentaria. Para contrarrestar dicho proceso se han desarrollado diversas estrategias, entre las cuales destaca el uso de la técnica incremental como técnica restauradora. Ésta busca disminuir el efecto de las tensiones generadas por el material al polimerizar, las que se relacionan con el Factor C y que podrían llegar a afectar la interfaz diente-restauración. No obstante, esta técnica demanda gran cantidad de tiempo operatorio y no se encuentra libre de fracasos. Esto ha motivado el desarrollo de nuevos sistemas de resinas compuestas, entre ellas Tetric N Ceram Bulkfill<sup>®</sup>, que señala lograr restauraciones eficientes en un incremento de hasta 4 mm. de profundidad, cuestionando los conceptos hasta ahora aceptados en relación a una mejor disipación del estrés de contracción mediante la reconstrucción incremental. En virtud de ello, el presente estudio buscó evaluar al Microscopio Electrónico de Barrido (MEB) la interfaz adhesiva lograda con restauraciones de resina compuesta Tetric N Ceram<sup>®</sup> convencional y Tetric N Ceram Bulkfill<sup>®</sup>.

### Materiales y Métodos

En 6 terceros molares se realizaron preparaciones ocluso mesiales, restauradas con la resina compuesta Tetric N Ceram Bulkfill<sup>®</sup>, y preparaciones ocluso distales restauradas con la resina compuesta Tetric N Ceram<sup>®</sup> convencional. Posteriormente las piezas fueron seccionadas obteniendo 12 muestras de 2 mm. de grosor aproximado, 6 de cada sistema restaurador, las cuales fueron preparadas para ser vistas en el MEB a aumentos de 50, 100, 500 y 1000x.

## **Resultados**

Las observaciones realizadas en la interfase diente restauración, a nivel del borde cavo superficial oclusal y cervical, ángulo axiopulpar y la dentina en su pared axial y cervical, muestran brechas marginales y falta de polimerización en las piezas dentarias restauradas con el sistema Tetric N Ceram Bulkfill®.

## **Conclusiones**

El sistema Tetric N Ceram® convencional presenta un sellado a esmalte y dentina superior al logrado con la resina monoincremental Tetric N Ceram Bulkfill®.

## MARCO TEÓRICO

Durante el último siglo la caries dental ha sido el centro de la práctica de la Odontología, involucrando tratamientos cada vez más conservadores de sus secuelas, los que pueden ir desde tratamientos preventivos remineralizadores hasta complejos tratamientos restauradores. Así, más del 60% del quehacer del Odontólogo en Chile son acciones del área de Operatoria destinados básicamente al tratamiento de la caries dental.<sup>31</sup>

Como parte de los tratamientos restauradores, la Odontología restauradora ha ido incorporando distintos tipos de materiales dentro de los cuales las Resinas Compuestas han ido tomando cada vez mayor preponderancia en nuestro país, debido principalmente a sus propiedades estéticas, cada vez más exigidas por nuestros pacientes.<sup>3, 18</sup>

Durante gran parte del siglo XX, los cementos de silicatos fueron utilizados como material restaurador, luego a fines de los años 40 y principios de los años 50, aparecieron las Resinas Acrílicas, constituidas por el monómero orgánico de Metilmetracilato (MMA). Éstas suponían una serie de ventajas como su aspecto estético inicial similar con el diente, insolubilidad en los fluidos bucales y bajo costo. Desgraciadamente, este material también presentaba una baja resistencia al desgaste, una contracción de polimerización elevada, y un coeficiente de variación dimensional térmico elevado en comparación al tejido dentario, lo que llevaba a la percolación y a una elevada tasa de filtración marginal.<sup>36</sup>

Para aminorar las desventajas anteriormente expuestas, se buscó crear un material compuesto que incorpora partículas de relleno inertes a la fase orgánica de la Resina acrílica, logrando así disminuir en gran medida la tensión residual de polimerización generada en los márgenes de la cavidad; sin embargo, ese material fracasó debido a que las partículas de relleno solo se retenían mecánicamente sin adherirse a la resina, provocando defectos entre ambas fases, lo cual generaba problemas tales como tinción y menor resistencia al desgaste.<sup>36</sup>

El desarrollo de nuevas investigaciones permitió que en el año 1962 el Dr. Ray L. Bowen, de la unidad de investigación de la American Dental Association, desarrollara una nueva molécula orgánica: el Bisfenol A Glicidil Di Metacrilato (Bis GMA) y un agente de conexión derivado del Vinil Silano que producía la adhesión entre las partículas de relleno y la matriz de resina.<sup>5</sup> Debido al alto peso molecular del Bis GMA, la resina compuesta experimentaba menor contracción de polimerización y además expresaba mejores propiedades mecánicas en comparación a las resinas compuestas anteriormente desarrolladas.<sup>18, 36</sup>

De acuerdo a la nueva formulación lograda por Bowen, las resinas compuestas pueden definirse como la combinación tridimensional de al menos dos materiales de naturaleza química diferente, unidos por un agente de acoplamiento, de acuerdo a lo cual, ellas presentan 3 componentes estructurales fundamentales además de algunos elementos complementarios para su adecuado funcionamiento en boca. Los componentes estructurales son:

1. **Matriz orgánica:** elemento que forma una fase continua que es la encargada de endurecer el material, luego de lo cual, contiene y mantiene unidas a las partículas de relleno.

Está constituida por diferentes tipos de monómeros, los que endurecen por una reacción de polimerización de poli adición de tipo radicalica, producto de la cual se genera una disminución volumétrica del material o contracción de polimerización. Dada la química del material y de la reacción de polimerización que ocurre para su endurecimiento, mientras menor sea el peso molecular de los monómeros constituyentes, mayor será el porcentaje de contracción volumétrica que se produzca.<sup>4, 36, 40</sup>

Inicialmente el monómero base más ampliamente usado fue el Bis GMA, sin embargo, a pesar de su intrínseca alta reactividad, la presencia de grupos hidroxilos en su estructura y la interacción dada por los anillos aromáticos incrementan su viscosidad inicial a tal punto que no alcanza una alta conversión de monómero a polímero, es por ello que se desarrolló otro monómero de alto peso molecular, denominado Dimetacrilato de Uretano (UDMA o DMU), que se ha hecho cada vez más común debido a su baja

viscosidad y alta flexibilidad en relación al Bis GMA. A pesar de todo ello, ambos monómeros son demasiado viscosos y dificultan la adición de una adecuada cantidad de relleno inorgánico, razón por la cual, y también para mejorar sus características de manipulación y permitir mayor incorporación de relleno inorgánico, ambas moléculas básicas son usualmente combinadas con monómeros de menor viscosidad, dentro de los cuales, uno de los más utilizados es el Trietilenglicol Dimetacrilato (TEGDMA). Sin embargo, por su bajo peso molecular, la adición de TEGDMA aumenta la contracción de polimerización, por lo que debe ser agregado en proporciones muy controladas, para no incidir en las propiedades finales del material, ya que además, aumenta la sorción de agua, disminuye las propiedades mecánicas generales e interfiere con la estabilidad de color.<sup>4,</sup>

<sup>36, 40</sup>

Es por ello también que se buscó una alternativa al TEGDMA para cumplir con este fin, y es así que producto de la constante investigación en este campo, se desarrolló otra molécula alternativa a este monómero que es una versión etoxilada del Bis GMA, conocido como Bis EMA (Bis fenol A Metacrilato Etoxilado) que posee mayor peso molecular, pero sin la fuerte interacción molecular secundaria dada por los grupos hidroxilos, lo que reduce su viscosidad y permite un mayor grado de conversión y por lo mismo, mejores propiedades mecánicas.<sup>47</sup>

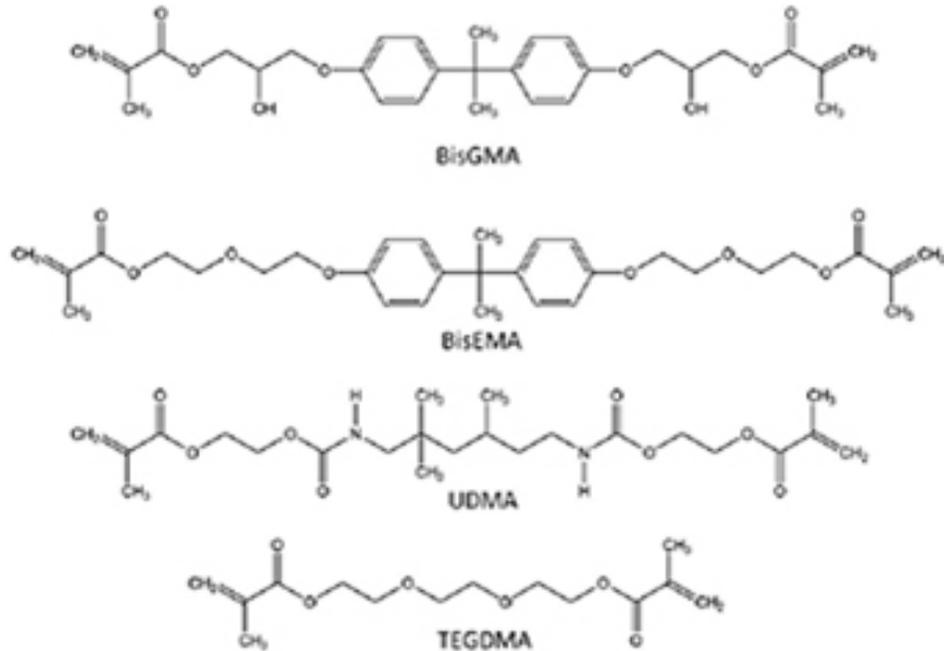


Fig 1 - Estructura química de Bis GMA, Bis EMA, UDMA y TEGDMA

- 2. Partículas de relleno inorgánico:** pueden encontrarse en forma de fibras y/o partículas que se encuentran dispersas en la matriz. Su propósito principal es reforzar la resina compuesta y reducir la cantidad de material orgánico. Producto de lo anterior, mejoran sus propiedades físicas y mecánicas, siempre y cuando las partículas estén bien adheridas a la matriz, de lo contrario actúan como debilitadores del material.<sup>4, 26</sup>

La composición mayoritaria del relleno está dada por Cuarzo, Dióxido de Silicio, Borosilicatos y Aluminosilicatos de Litio. Muchas Resinas Compuestas reemplazan parcialmente el cuarzo por partículas de metales pesados, como el Bario, Estroncio, Zinc, Aluminio o Zirconio, que son radiopacos. En la actualidad se buscan materiales, como el Metafosfato de Calcio, que tengan una dureza menor que los vidrios de modo que sean menos abrasivos con el diente antagonista.<sup>13</sup>

Muchas de las propiedades de las resinas compuestas se han mejorado gracias a un aumento en la fracción volumétrica del relleno. Entre estas

encontramos un aumento en la dureza superficial, en la resistencia mecánica, en su radiopacidad y sensibilidad diagnóstica, además de una disminución de la contracción por polimerización, del coeficiente de variación dimensional térmica, de la absorción de agua, y de la tinción superficial.<sup>4,26</sup>

- 3. Agente de enlace, conexión o acoplamiento:** corresponde a una molécula poli funcional que favorece la unión entre el relleno inorgánico y la matriz de resina, permitiendo así que el polímero de la matriz, que es más flexible, transfiera las tensiones a las partículas de relleno que presentan mayor rigidez.

Pueden utilizarse Titanatos y Zirconatos como agentes de conexión, pero los más frecuentemente usados son los Organosilanos, como el Gamma Metacriloxi Propiltrimetoxisilano. Éstos forman uniones iónicas con las superficies de las partículas de relleno y covalentes con la matriz monomérica cuando polimerizan, completando así el proceso de conexión entre ambas partes.<sup>4, 26</sup>

Como se señaló anteriormente, las resinas compuestas cuentan además con otros agentes en su composición:

- **Activadores e iniciadores de la reacción de polimerización:** los que varían dependiendo si son resinas de activación química o de activación por luz. En este último caso, el sistema de iniciación de los radicales libres consiste en una amina iniciadora (Dimetilaminoetil Metacrilato o DMAEMA) y una sustancia sensible a la luz (Canforoquinona o CQ). Para que estos componentes interactúen entre sí, deben ser expuestos a luz de la región azul (460 a 490 nm.), provocando así un estado excitado del agente fotosensible (CQ) que lo hace interactuar con la amina iniciadora (DMAEMA), producto de lo cual, se forman los radicales libres que actúan sobre los dobles enlaces de los monómeros para iniciar la polimerización de poli adición. Uno de los agentes fotosensibles más utilizados es la Canforoquinona, la que es activada por una luz de longitud de onda de 468

nm., la que cae en el espectro de la luz azul. La Canforoquinona se precisa en una mínima cantidad, alrededor de un 0,2% del peso de la pasta del composite; por otro lado, el Dimetilaminoetil Metacrilato también debe encontrarse en baja proporción, aproximadamente un 0,15% del peso.<sup>5, 36</sup>

- **Inhibidores y estabilizadores** que evitan la polimerización espontánea o accidental de los monómeros. Usualmente se usa el Hidroxitolueno Butilado (HTB) que capta los radicales libres que se produzcan por cualquier razón, antes de que puedan iniciar la reacción de polimerización.<sup>26</sup>
- **Modificadores ópticos**, que dan propiedades de translucidez y tono similares a los de la estructura dental, para que las resinas compuestas presenten una apariencia natural. El tono se modifica por adición de pigmentos obtenidos a partir de partículas de óxidos metálicos.<sup>26</sup>

Existen diversas formas de clasificar a las resinas compuestas, dentro de las cuales, una de las más utilizadas es según el tamaño y distribución de las partículas de relleno, en virtud de lo cual se consideran los siguientes tipos de materiales:

1. **Resinas tradicionales, convencionales o de macrorelleno:** fueron las primeras en aparecer y en la actualidad han sido prácticamente reemplazadas por nuevos tipos. Se caracterizaban por tener partículas de relleno a base Cuarzo, con un tamaño promedio entre 10 y 80  $\mu\text{m}$ . lo que hacía que presentaran una superficie rugosa, con un desempeño clínico deficiente y un acabado superficial pobre. Además, como no se podían pulir adecuadamente, quedaba una rugosidad superficial, lo que determinaba que la restauración quedara con poco brillo superficial y con una mayor susceptibilidad a la pigmentación.<sup>19, 26, 34</sup>
2. **Resinas de microrelleno:** nacen como alternativa a las anteriores. Tenían partículas de relleno cuyos tamaños fluctuaban entre 0.01 y 0.05  $\mu\text{m}$ , con un promedio de 0,04  $\mu\text{m}$ , lo que les otorgaba una gran capacidad de pulido y brillo superficial, confiriendo alta estética a la restauración. Sin embargo, por el tamaño de las partículas de relleno, estas no podían agregarse en

cantidades similares a los materiales anteriores, lo que incidía en que presentaran mayores cambios dimensionales y menores propiedades mecánicas, motivo por el cual clínicamente estas resinas solo se comportaban mejor en la región anterior, donde la tensión masticatoria es relativamente pequeña.<sup>36, 37, 40</sup>

3. **Resinas híbridas:** producto de lo anterior, se formuló un material que contenía partículas de relleno de diferentes tamaños (15-20  $\mu\text{m}$  y 0,01-0,05  $\mu\text{m}$ ) lo que le daba propiedades estéticas intermedias entre las resinas de macro y microrrelleno, pero excelentes propiedades mecánicas. Presentan buenas características de pulido y terminación, aunque muy inferiores a las resinas compuestas de microrrelleno, y pueden ser usadas tanto en el sector anterior como posterior.<sup>36, 37, 40</sup>
4. **Resinas microhíbridas:** nacen como una evolución de las resinas compuestas anteriormente mencionadas, conteniendo partículas de relleno con un promedio de tamaño inferior al micrón, y que oscila entre 0,4 y 0,9  $\mu\text{m}$  según la marca del material, permitiendo una superficie satisfactoriamente pulida, buena resistencia mecánica y buena textura superficial.<sup>36</sup>
5. **Resinas de Nanorelleno:** formuladas con nanopartículas de aproximadamente 25 nm. y nanoagregados de 75 nm. El uso de la nanotecnología en las resinas compuestas ha permitido lograr materiales de alta translucidez, un pulido superior o similar al de las resinas de microrrelleno pero manteniendo las propiedades físicas y mecánicas equivalentes a las resinas híbridas. Por estas razones, tienen aplicaciones tanto en el sector anterior como en el posterior.<sup>30, 37</sup>
6. **Resinas nanohíbridas:** son resinas compuestas que contienen como relleno inorgánico partículas esféricas de nanorelleno en forma prepolimerizada. Presentan una reducida contracción de polimerización, buenas propiedades mecánicas, comportamiento óptico adecuado, gran capacidad de pulido y estética mejoradas. Son las de mayor uso en la actualidad.<sup>41</sup>

Como se señaló, la resina compuesta endurece mediante un proceso llamado polimerización, en el cual los monómeros orgánicos de la matriz se unen entre sí para formar un polímero de cadenas entrecruzadas. Esta reacción provoca un reordenamiento molecular que resulta con un polímero de menor volumen con respecto a la masa inicial del material sin polimerizar y por ende, de mayor densidad.<sup>12</sup> Antes de la polimerización, la distancia entre las moléculas era de 3 a 4 nm., determinada por las fuerzas de Van der Waals. Cuando se establecen las uniones covalentes entre los monómeros, la distancia entre ellos pasa a ser de 1,5 nm., lo que genera la disminución del volumen o contracción, inherente a la reacción de polimerización.<sup>10</sup> Como regla general, podemos decir que, cuanto más bajo sea el peso molecular promedio de la mezcla de monómeros que forman la fase resina, mayor será el porcentaje de contracción volumétrica.<sup>16</sup> La contracción volumétrica depende solamente de la matriz orgánica y, dentro de ella, del número de reacciones que se produzcan, aumentando con el grado de conversión y disminuyendo con el incremento del peso molecular de los monómeros.<sup>21</sup>

El proceso de polimerización consta de 3 etapas:

- **Iniciación:** es el inicio de la reacción mediante la formación de radicales libres, por medio de la activación del agente fotosensible (CQ) y una amina (DMAEMA). Esta energía extra que ingresa al sistema se transmite por el monómero, permitiendo que se propague mediante el desdoblamiento del doble enlace del grupo terminal de cada monómero.<sup>28, 36</sup>
- **Propagación:** es una reacción en cadena, donde se transmite la energía con la consiguiente unión de los monómeros entre sí. Esto ocurre hasta que se agota el monómero o bajan los niveles energéticos que mantienen activa la reacción.<sup>28, 36</sup>
- **Terminación:** etapa en la cual se inactivan dos moléculas de polímero, lo que puede ocurrir mediante el intercambio de valencias de 2 extremos de cadenas poliméricas, quedando así una de ellas saturadas e imposibilitada de continuar polimerizando; o mediante el pasaje de un átomo de hidrógeno

de un extremo a otro, quedando una cadena saturada e imposibilitada de continuar la polimerización.<sup>28,36</sup>

La polimerización del material se determina mediante el grado de conversión de monómero a polímero<sup>13</sup> indicando la cantidad de grupos metacrilato que han reaccionado entre sí mediante un proceso de conversión. Los factores de los que depende el grado de conversión del material se muestran en la tabla 1.<sup>21</sup>

**Tabla 1: Factores que determinan el grado de conversión o profundidad de polimerización**

<b>Factor</b>	<b>Repercusión clínica</b>
Tiempo de fotoactivación	Depende del color de la resina compuesta, potencia de la lámpara, profundidad de la preparación cavitaria, espesor de la capa de resina compuesta, grosor de las estructuras dentales interpuestas y cantidad de relleno de la resina compuesta.
Color de la resina compuesta	Los tonos más oscuros requieren mayor tiempo de fotoactivación (60 segundos a profundidad máxima de 1,5 mm.)
Espesor de la capa de la resina compuesta	Se recomienda no polimerizar capas mayores de 2 mm. de espesor para permitir que la luz de la lámpara tenga un alcance máximo y se logre la activación y posterior polimerización del material en toda su profundidad.

Distancia entre foco de luz y resina compuesta	Distancia óptima: <1 mm., con la luz perpendicular al material.
Calidad del foco de iluminación	Longitud de onda entre 400 y 500 nm. La potencia de salida de la luz desde el cono emisor, debe ser igual o mayor de 600 mW/cm <sup>2</sup> para asegurar un mínimo de 400 mW/cm <sup>2</sup> en el primer incremento de resina compuesta en las zonas más profundas de cavidades compuestas de piezas posteriores.

La contracción volumétrica que sufre el composite durante la polimerización se presenta como un gran problema, sin solución efectiva en la actualidad y alcanza valores de entre el 1,35 y el 7,1%, dependiendo del tipo de material a utilizar.<sup>16, 21</sup> Ésta puede llegar a generar un estrés en la interfaz diente-restauración que se puede traducir en la ruptura de la articulación adhesiva, generando así una brecha marginal, que constituye una de las principales causas de fallas en las restauraciones de resina compuesta. Este estrés se produce porque el material de restauración busca contraerse hacia sí mismo y no hacia la pieza dentaria, a no ser que la fuerza que se genere hacia las paredes de la cavidad sea mayor que la fuerza con que se contrae el propio material.<sup>9</sup>

El proceso de contracción de las resinas compuestas puede ser dividido en dos fases, pre gel y post gel, aunque la contracción del material implica la conjunción de ambas. Durante la contracción de polimerización, que ocurre en la fase denominada pre gel, las moléculas se pueden deslizar y adquirir nuevas posiciones y orientaciones compensando la tensión que se pudiera generar durante el proceso de contracción de polimerización. Por lo mismo, en esta fase la tensión generada no es transferida hacia la interfaz diente-restauración, debido a la capacidad de escurrimiento de las moléculas. El momento en que la resina pasa del estado fluido al estado viscoso es conocido como punto gel y, a partir de él, en

la denominada fase post gel el material adquiere un alto módulo de elasticidad, pierde la capacidad de escurrimiento y pasa a transferir la tensión generada por el material a la articulación adhesiva previamente generada entre el diente y la restauración.<sup>10</sup>

Considerando que las tensiones son transferidas a la interfaz adhesiva a partir del punto gel, cuanto más extensa sea la fase pre gel, menor será la cantidad de tensiones transferidas, pues la conversión de los monómeros en polímeros se produciría lentamente, permitiendo un mejor escurrimiento del material y una reducción de la tensión de contracción en la resina compuesta. Lamentablemente las resinas fotoactivadas sufren una polimerización más rápida que las resinas químicamente activadas y la gelificación ocurre segundos después de la exposición del material a la fuente de luz, dificultando el control de la reacción de polimerización por el profesional. Teóricamente, no hay tiempo suficiente para su escurrimiento y, cuanto menor sea esta capacidad, mayores tensiones de contracción se generarían, las cuales pueden ser decisivas para el éxito del procedimiento adhesivo.<sup>10</sup>

La manifestación clínica usual de lo anterior es un sellado marginal deficiente que atenta contra la adaptación completa del material a las paredes cavitarias. Esto podría provocar una filtración marginal, lo que conllevaría clínicamente a la coloración y deterioro de los márgenes de la restauración, caries adyacente a la restauración, sensibilidad del diente restaurado y posible desarrollo de patologías pulpaes.<sup>6, 7, 10, 12, 15, 32</sup>

Se han desarrollado diversas estrategias para superar o disminuir los problemas derivados de la contracción de polimerización. Una de ellas es disminuir el porcentaje de contracción de polimerización modificando la composición de los sistemas de resina compuesta, y la otra se basa en diseñar técnicas clínicas que limiten los efectos de la contracción de polimerización a través de la técnica adhesiva y/o mediante los procedimientos clínicos restauradores.<sup>21</sup>

Así, respecto a las estrategias que modifican los sistemas de resinas compuestas existentes, pueden mencionarse gran variedad de monómeros propuestos con la

finalidad de reducir la contracción de polimerización, entre ellos, los llamados monómeros con capacidad de expansión, como los Espiro Ortocarbonatos (SOC) que se introdujeron en el mercado dental en la década de los 70, aunque no se popularizaron. Del mismo modo, Stansburry, desarrolló el SOC junto a un núcleo de Dimetacrilato (SOCs) con la finalidad de reducir la contracción de polimerización y mejorar el grado de conversión del material, mediante el mecanismo de expansión polimérica y un sistema de polimerización paralelo de radicales libres. Simultáneamente Byerley y col. y Eick y col., sintetizaron SOC's unido a un núcleo de oxirano capaz de producir polimerización catiónica que también ayudaba a compensar la contracción de polimerización y mejoraba considerablemente el grado de conversión de las resinas compuestas. Asimismo, Krenkel y col. presentaron un sistema experimental de resinas compuestas, cuya matriz orgánica se basaba en monómeros SOC, con moléculas Diepoxi y un grupo Polyol capaz de reducir el estrés de polimerización comparado con un sistema de resinas ya patentado (Z100). A pesar de que ambos sistemas eran compatibles desde el punto de vista químico, no se comercializaron ya que el grado de conversión o índice de curado total del sistema SOC es menor que el sistema convencional de Dimetacrilatos. Por su parte, Condon y col. y Freilich y col., concluyeron que las combinaciones de sistemas Epóxicos-Polyoles, muestran en estudios *in vitro*, cambios volumétricos durante el proceso de polimerización entre un 40 y un 50% menores a los obtenidos con los sistemas tradicionales (Bis GMA y TEDGMA); además, poseen propiedades mecánicas similares y menor capacidad de sorción acuosa. Otra alternativa es el Silorano, el cual es una resina de naturaleza hidrofóbica de 3M ESPE<sup>®</sup>, la cual deriva de la combinación de los componentes químicos básicos de los Siloxanos y Oxiranos (grupos Epóxicos). La estructura del Siloxano se introdujo para proveerle una naturaleza más hidrofóbica al Silorano, lo cual reduce considerablemente la sorción acuosa del medio bucal, mejorando sus propiedades físicas y, a su vez, tienden a absorber menos los colorantes de la dieta, por lo tanto son mucho menos sensibles a la pigmentación exógena.

Si bien, se han tratado de desarrollar sistemas de resinas basados en distintos monómeros, estos aún no han dado los resultados esperados, por lo que en la

actualidad se siguen priorizando los sistemas tradicionales que incorporan principalmente Bis GMA, TEGDMA y UDMA en la matriz orgánica.<sup>37</sup>

Por otro lado, la técnica adhesiva a estructuras dentales cobra vital importancia al momento de buscar compensar la contracción de polimerización.

### **Adhesión a estructuras dentarias**

En primer lugar tenemos al esmalte, que es el tejido más mineralizado y por lo tanto más duro de nuestro cuerpo. Está compuesto mayoritariamente de hidroxiapatita en un 95%, seguido de agua (4%) y finalmente colágeno (1%). Este tejido recubre toda la corona anatómica de las piezas dentarias, y se extiende desde el límite amelodentinario hasta la superficie externa, su unidad constitutiva se denomina prisma, cuyo diámetro varía entre los 4  $\mu\text{m}$  y los 6  $\mu\text{m}$ .<sup>43</sup>

La adhesión a esmalte está en estrecha relación con el acondicionamiento de su superficie, el que busca cambiar una superficie lisa y suave, por una rugosa y áspera y así aumentar su superficie de contacto y por lo tanto, también su energía superficial. El acondicionamiento de superficie más comúnmente utilizado se realiza con ácido ortofosfórico en concentraciones que van desde el 35% al 40%, siendo la de 37% la más utilizada. Este grabado de la superficie produce distintos patrones de desmineralización, los que se han clasificado en:

**Tipo I:** en el cual se desmineraliza preferentemente el centro de los prismas, quedando la periferia relativamente intacta.<sup>5, 43</sup>

**Tipo II:** en el cual se observa una desmineralización en la periferia de los prismas, de forma inversa al patrón anterior.<sup>5, 43</sup>

**Tipo III:** la desmineralización afecta independientemente al centro de los prismas y a la periferia, por lo que se obtiene un patrón irregular.<sup>5, 43</sup>

Sobre esta estructura así porosa e irregular se puede aplicar una resina de baja viscosidad o adhesivo, que va a penetrar en ella generando micro retenciones y

permitiendo adhesión de tipo micromecánica por efectos geométricos y reológicos.<sup>5, 43</sup>

### **Adhesión a dentina**

La dentina forma la parte mayoritaria de la estructura dentaria, encontrándose en el centro de ésta, y está constituida por la matriz dentinaria calcificada y las prolongaciones odontoblásticas, que se encuentran contenidas en el interior de los túbulos dentinarios. Éstos presentan un trayecto sinuoso a lo largo de todo su recorrido, y además, mientras más cercanos a la pulpa, mayor es su diámetro y su cantidad. La dentina está constituida mayormente por una estructura inorgánica (70%), pero presenta un contenido de materia orgánica significativo (18%) y también agua, que está en una proporción de 12%. La dentina está estructurada según el grado de calcificación en dos áreas diferentes: la dentina peritubular y la intertubular:<sup>25, 43</sup>

- **Dentina Peritubular:** zona anular que rodea el espacio canalicular, su grosor es menor a 1  $\mu\text{m}$ , su contenido mineral es alto y presenta escasas fibras colágenas. Esta estructura forma parte de la pared de los túbulos dentinarios.<sup>25, 43</sup>
- **Dentina Intertubular:** zona ubicada por fuera de la dentina peritubular y que constituye la mayor parte de este tejido y presenta numerosas fibras de colágeno.<sup>25, 43</sup>

Es importante destacar otra entidad que si bien no es parte estructural del diente, se forma al tratarlo con instrumentos de corte tanto rotatorios como manuales y se denomina barro dentinario, el cual puede tener un rol significativo en los procedimientos para lograr adhesión sobre los tejidos anteriormente mencionados. Se define como una película compuesta por elementos orgánicos e inorgánicos, que se deposita sobre la superficie dentinaria a partir de los procedimientos de corte y que tiene un espesor de 0.5  $\mu\text{m}$  a 5  $\mu\text{m}$ . Este barro dentinario cubre toda la dentina y ocluye los túbulos dentinarios, actuando como una barrera de protección.<sup>25, 26</sup>

Sin embargo, muchos piensan que este barro dentinario constituye una barrera para lograr una adecuada adhesión a la dentina, por lo que proponen su eliminación. Es por ello que en la actualidad existen principalmente dos enfoques para lograr adhesión dentinaria, uno propugna la eliminación del barro dentinario, a través de la denominada técnica de Hibridación Dentinaria, mientras que el otro se inclina por mantener el barro dentinario, integrándolo en la articulación adhesiva, en el procedimiento denominado de Reacción-integración.<sup>19, 20, 34</sup>

**Hibridación Dentinaria:** Comprende la utilización de grabado ácido de esmalte y dentina (grabado ácido total), con lo cual, al aplicar el ácido ortofosfórico al 37% por 10 segundos sobre la dentina, se disuelve y remueve el barro dentinario y se desmineraliza la parte inorgánica de su estructura, eliminando parte de la hidroxiapatita superficial, liberando la energía superficial y formando zonas micro retentivas en la superficie dentaria. En el lavado posterior es importante no desecar la dentina, ya que tras el grabado ácido de ésta se disuelven los cristales de hidroxiapatita, se ensanchan los túbulos dentinarios, y se exponen las fibras colágenas, que quedan sin soporte dada la eliminación de los cristales de hidroxiapatita que las mantenían sin colapsar. Lo único que puede mantener a las fibras colágenas estables es el agua. Es por esto que no se debe desecar la dentina, pues se interfiere en la adhesión. Asimismo, el exceso de agua también va en desmedro de la adhesión, ya que una sobre hidratación de la dentina puede afectar la efectividad del adhesivo, diluyendo sus componentes, resultando en un fracaso en la unión del material resinoso con la estructura dentaria.<sup>19, 20, 34</sup>

Posteriormente se aplica una mezcla de monómeros de resina disueltos en un solvente (de tipo orgánico o acuoso), y de esta forma se infiltra el colágeno que fue expuesto mediante el grabado dentinario realizado previamente. Esta sustancia llamada agente imprimante o "Primer", posee afinidad por el agua y permite preparar la superficie dentinaria sobre la que se quiere generar adhesión, ya que al tener la fluidez adecuada difunde a través de los túbulos dentinarios y penetra por capilaridad en las microporosidades creadas en la superficie del sustrato, de esta forma los monómeros rodean las fibras colágenas, y se forma

una unidad interconectada denominada capa híbrida o zona de interdifusión diente resina, lo que posterior a la polimerización generará retención micromecánica por efectos geométricos y reológicos. Sobre esta capa se aplica la resina compuesta, la que se une a ella por enlaces primarios, resultando una unión muy resistente entre ambas al ser de tipo química (resina sobre resina).<sup>23, 46</sup>

**Reacción-integración:** esta técnica, desarrollada con posterioridad a la creación del grabado ácido, utiliza sistemas adhesivos autograbantes, con lo cual se contribuye a disminuir la sensibilidad debido a que al no realizar grabado de la superficie, la hidroxiapatita y el barro dentinario se disuelven parcialmente. Estos materiales se aplican directamente sobre la cavidad limpia y seca. Los sistemas de agentes imprimantes de autograbado utilizan una solución de un polímero acídico que penetra a través del agua que rodea las partículas de barro dentinario. Los componentes reactivos de los agentes imprimantes de autograbado son ésteres de alcoholes bivalentes con ácido metacrílico o fosfórico, o derivados de ellos. En este caso los monómeros - al ser ácido funcionales - acondicionan e impriman la dentina de forma simultánea, por lo que resulta teóricamente imposible que quede alguna zona de dentina desmineralizada y no impregnada de resina<sup>44</sup>, como podría ocurrir en el procedimiento anterior. En esta forma de adhesión, el barro dentinario es incorporado en la articulación adhesiva, con lo que finalmente se obtiene una capa híbrida que incorpora minerales, barro residual, matriz dentinaria desmineralizada y adhesivo<sup>4</sup>. Sobre esa capa se coloca la resina compuesta, que al igual que en la técnica anterior, se adhiere químicamente a ella debido a que ambos materiales son de la misma naturaleza resinosa.<sup>34, 46</sup>

Respecto a los procedimientos clínicos que se utilizan para compensar los efectos negativos de la contracción, se han descrito diversas formas para lograrlo, entre ellas: (i) disminuir el volumen cavitario a partir de un material de base; (ii) utilizar técnicas de fotoactivación gradual; y (iii) la técnica de reconstrucción incremental. Esta última técnica es la más utilizada y busca reducir el estrés de contracción, disminuyendo el factor de configuración cavitaria (Factor C), que hace alusión a la relación que existe entre dos áreas, la de la superficie adherida de la resina

compuesta a las estructuras dentarias y la de la superficie libre o no adherida. De este modo, el grado de estrés aumenta directamente en relación con este cociente. En el momento de la polimerización, la contracción hace que las superficies del material que están adheridas a las paredes cavitarias se mantengan en estado de tensión, mientras que en las superficies libres se libera este estrés mediante una contracción interior hacia donde se encuentra un mayor volumen de material.<sup>1, 11</sup>

La técnica incremental se describe como aquella en que el clínico debe colocar el material en pequeños incrementos de 2 mm. o menos de espesor y luego foto activarlos progresivamente.<sup>11</sup> Esto reduce la tensión de polimerización debido a que las capas más pequeñas disminuyen la extensión de la superficie adherida y aumentan la no adherida disminuyendo el Factor C.<sup>28, 36</sup> Asimismo, permite la adecuada penetración de la luz y una polimerización más homogénea del material, lo que repercute en sus propiedades mecánicas y en la adaptación marginal.<sup>1, 11</sup>

Existen diversos tipos de aplicación de esta técnica. El más usado es la técnica incremental oblicua, que consiste en colocar incrementos en las paredes de la preparación cavitaria de forma triangular u oblicua.<sup>48</sup> Además existe la técnica incremental horizontal, que consiste en agregar incrementos de material en sentido cervico-oclusal. Sin embargo, este modo de aplicación solo tiene utilidad en cavidades pequeñas, ya que no contribuye a disminuir el factor C por lo que los efectos de la contracción de polimerización tampoco son mitigados.<sup>27</sup>

Si bien la técnica de reconstrucción incremental reduce el efecto negativo de la contracción de polimerización propio de las resinas compuestas, presenta una serie de dificultades, entre ellas: (i) es una técnica de alta complejidad y requiere de un extenso tiempo de trabajo clínico para llevarla a cabo con eficacia; (ii) puede incorporar vacíos o burbujas a la masa del material entre incrementos; (iii) puede presentar falta de unión entre incrementos por contaminación entre ellos; y (iv) puede resultar compleja de aplicar en algunos tipos de preparaciones.<sup>1, 11</sup>

Del mismo modo, a pesar de que busca contrarrestar el efecto de la contracción,

no se consigue un sellado marginal completo, e incluso es posible que se puedan cometer errores dada las dificultades que presenta la técnica. Considerando lo señalado, y que en la actualidad el Odontólogo busca optimizar sus resultados clínicos en un tiempo de trabajo adecuado conservando las características estéticas y de resistencia del material, se han desarrollado nuevos materiales y técnicas de obturación que buscan solucionar los inconvenientes de la técnica incremental. Éstos son las resinas compuestas monoincrementales que, como señala su nombre, se trabajan en un solo bloque.

Si bien estos materiales presentan una contracción de alrededor de 1.6%, los fabricantes refieren que estas resinas compuestas poseen:

- Mayor elasticidad, de tal forma que el efecto de la contracción no afecta la adaptación marginal.
- Mayor translucidez en el material, lo que permite que la fotoactivación pueda llegar a mayor profundidad, permitiendo la polimerización en bloque y en forma completa hasta el fondo del incremento aplicado en la preparación cavitaria.
- Considerando que las resinas a base de metacrilatos convencionales presentan una contracción del 1,9 % al 2,5%, para reducir el efecto de ésta sobre la interfaz adhesiva, es necesario efectuar un procedimiento clínico de aplicación de resina en bloques incrementales de 2 mm. como máximo, a diferencia de un material diseñado para técnica monoincremental, el cual acepta incrementos de 4 ó 5 mm., lo que permite la aplicación de menos capas y reducir los tiempos clínicos sin ir en desmedro de las propiedades físicas y mecánicas de la restauración.<sup>29, 45</sup>

En los últimos años se han desarrollado sistemas monoincrementales en diversas presentaciones como, por ejemplo, resinas compuestas fluidas y moldeables con técnicas de manipulación específicas. En torno a la necesidad de perfeccionar los sistemas ya existentes, se desarrolló un nuevo producto llamado **Tetric N Ceram**

**Bulkfill**<sup>®</sup> (Ivoclar Vivadent), que es una evolución de la resina compuesta convencional para trabajo mediante técnica incremental, **Tetric N Ceram**<sup>®</sup> (Ivoclar Vivadent). Este último es un composite nanohíbrido, indicado para la restauración estética de dientes en la región tanto anterior como posterior. Presenta prepolímeros que según el fabricante disminuyen la contracción de polimerización y permite buenas propiedades mecánicas, ópticas y de pulido. Por último, se debe mencionar que se encuentra disponible en 16 tonos.<sup>13, 24, 29</sup>

Por otro lado, Tetric N Ceram BulkFill<sup>®</sup> también es una resina compuesta de relleno inorgánico nanohíbrido, pero que dada su translucidez, está indicada solo para restauraciones de dientes posteriores. Este material puede ser aplicado en incrementos de hasta 4 mm. de espesor y se encuentra disponible en 3 colores. Según el fabricante, posee mitigadores del estrés de contracción, inherente al proceso de polimerización. Además se añadió un nuevo receptor fotosensible, denominado Ivocerina, al sistema iniciador estándar utilizado en Tetric N Ceram<sup>®</sup>. Es decir, el material monoincremental, tendría Ivocerina y Canforquinona, lo que le permite amplificar el proceso de fotoactivación a las zonas más profundas, lo cual además se ve reforzado por tratarse de un material con mayor translucidez (15%) en comparación con los materiales convencionales (12%), motivo por el cual no están indicados para restauraciones de dientes anteriores. Por otra parte, al ser un material que se utiliza en 1 solo bloque, debe brindar al operador mayor tiempo de trabajo, esto se lograría mediante un filtro de sensibilidad de luz, que permite una manipulación por más de 3 minutos por cada incremento de hasta 4 mm. Es importante considerar que si se cuenta con una lámpara LED con una potencia en mW apropiada ( $>1000 \text{ mW/cm}^2$ ), cada incremento de 4 mm. puede ser fotoactivado en tan solo 10 segundos.<sup>29</sup>

Si bien los fabricantes señalan que se logra obtener una buena adaptación del material a las paredes cavitarias y una disminución del estrés de contracción, no explican cómo se controlaría o liberaría este estrés, al colocar el material en un solo incremento, con un Factor C altamente desfavorable, más aun cuando al observar la composición química que se comunica del nuevo material, salvo la presencia de Ivocerina como receptor fotosensible, el resto es la misma

composición que la del material que debe ser utilizado en forma incremental. Por lo tanto, las preguntas que guían esta investigación son las siguientes: ¿Se compensa el estrés generado en directa relación con el factor C? ¿No tendría que acrecentarse si la colocación del material se realiza en un solo incremento? ¿Qué sucede finalmente con el sellado marginal de la restauración? ¿Es equivalente o peor al de una resina compuesta convencional? Por otro lado, ¿Qué sucede con la polimerización del material, al ser un bloque de 4 mm. de espesor? ¿Se logra polimerizar completamente o hay un menor grado de conversión de monómero a polímero?

En virtud de las interrogantes planteadas, el presente estudio descriptivo pretende evaluar comparativamente al MEB, la interfaz diente-restauración lograda en restauraciones realizadas con la resina compuesta monoincremental Tetric N Ceram BulkFill® y con la resina compuesta convencional Tetric N Ceram®.

## **HIPÓTESIS**

La resina compuesta monoincremental Tetric N Ceram Bulkfill<sup>®</sup> presenta una interfaz diente restauración equivalente a la lograda con la resina compuesta Tetric N Ceram<sup>®</sup> convencional.

## **OBJETIVO GENERAL**

Determinar, a través del uso de Microscopía Electrónica de Barrido, si existen diferencias entre la interfaz diente-restauración lograda con la resina compuesta monoincremental Tetric N Ceram Bulkfill<sup>®</sup> y la interfaz diente-restauración lograda con la resina compuesta Tetric N Ceram<sup>®</sup> convencional.

## **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Describir al MEB la interfaz diente-restauración lograda con la resina compuesta monoincremental Tetric N Ceram Bulkfill<sup>®</sup> para determinar si se genera brecha marginal.
- Describir al MEB la interfaz diente-restauración lograda en restauraciones realizadas con la resina compuesta Tetric N Ceram<sup>®</sup> convencional para determinar si se genera brecha marginal.
- Comparar los resultados observados en la interfaz diente-restauración lograda con ambos tipos de materiales restauradores.

## MATERIALES Y MÉTODOS

El presente trabajo corresponde a un estudio del tipo Observacional descriptivo.

La parte experimental del estudio se efectuó en el laboratorio de Biomateriales Odontológicos del Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile y en el Laboratorio de Microscopía Electrónica de Barrido de la Facultad de Medicina de la Universidad de Chile.

Se seleccionaron 6 terceros molares humanos libres de caries<sup>2, 8, 22, 38</sup> recientemente extraídos, los cuales fueron obtenidos de Pacientes con indicación de extracción y previo consentimiento informado. (Anexo 1)

Los molares así obtenidos se mantuvieron conservados en una solución de suero fisiológico para mantener su humectación, la cual fue renovada cada 48 horas hasta el momento de ser utilizados.

En cada pieza dentaria se realizó limpieza mecánica con una escobilla de profilaxis blanda y abundante agua para eliminar contaminantes de la superficie coronaria; y para las superficies radiculares se utilizaron curetas Gracey estándar números 11/12 y 13/14 marca Hu-Friedy, para eliminar restos de tejidos blandos aún presentes.

Posteriormente en cada de una de las piezas dentarias se realizaron preparaciones cavitarias clase II, tanto ocluso mesiales como ocluso distales, utilizando fresas de alta velocidad redondas y cilíndricas de extremo redondeado con abundante agua como refrigeración.

Las dimensiones de las preparaciones cavitarias fueron estandarizadas y corroboradas mediante una sonda periodontal Carolina del Norte marca Hu-Friedy, de manera que fueran: 4 mm. de extensión ocluso cervical, 3 mm. de ancho vestíbulo palatino y 4 mm. de extensión mesio distal, quedando todo el borde cavo superficial en esmalte y la pared axial en dentina.

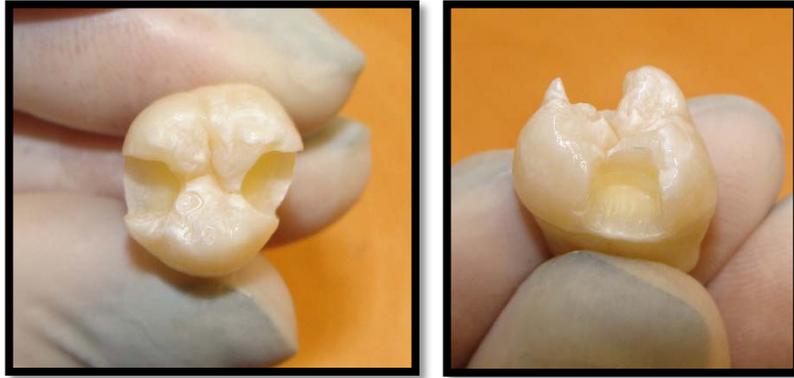


Fig. 2 y 3 - Preparaciones cavitarias clase II

Luego de realizadas las preparaciones cavitarias, se efectuó la restauración de ellas, para lo cual se utilizó un sistema de porta-matriz tipo tofflemire y espátulas de teflón marca Hu-Friedy modelo Goldstein números 2 y mini 1. Las preparaciones ocluso mesiales fueron restauradas con el sistema Tetric N Ceram Bulkfill<sup>®</sup>, mientras que las cavidades ocluso distales fueron restauradas con el sistema Tetric N Ceram<sup>®</sup> convencional.

Para el proceso de fotoactivación, tanto del sistema adhesivo como de cada material restaurador, se utilizó una lámpara de fotocurado de tipo LED (Radii Plus, SDI, Australia) con una potencia de salida de 1200 mw/cm<sup>2</sup>, lo cual fue corroborado con una radiómetro Demetron (USA).

Las preparaciones antes descritas fueron restauradas de acuerdo a los siguientes procedimientos:

**Preparaciones ocluso distales restauradas con Resina Compuesta convencional Tetric N Ceram<sup>®</sup>:**

Para realizar la técnica incremental de restauración se aplicó el procedimiento descrito en el Manual del año 2010 de la Asignatura de Operatoria Dental Básica del Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile, en el cual se preconiza:

### Grabado ácido:

- Se realizó acondicionamiento de las estructuras dentales con  $H_3PO_4$  al 37%, iniciando con el grabado ácido en esmalte por un tiempo de 10 segundos. Posteriormente, se extiende el ácido hacia la dentina por otros 10 segundos, estableciendo así un tiempo total de grabado en esmalte de 20 segundos y de la dentina por 10 segundos.
- Luego se retiró el ácido, para lo cual se lavó con agua por el doble del tiempo de grabado ácido (40 segundos) con la jeringa triple.
- Se continuó con el secado de la superficie, evitando la deshidratación de la dentina, para lo cual se utilizaron motas de papel absorbente estéril en la preparación.

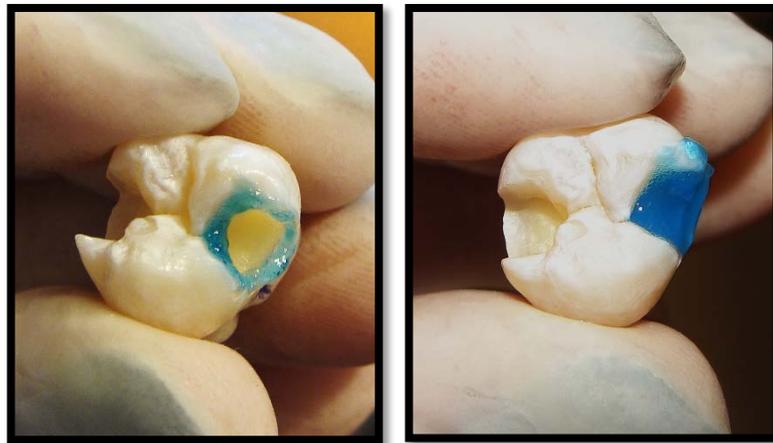


Fig. 4 y 5 - Grabado ácido en esmalte extendido luego hasta dentina

### Técnica adhesiva:

- Se aplicó el sistema adhesivo (Tetric N Bond<sup>®</sup>), el cual se frotó por 20 segundos con un mini aplicador y se sopló con la jeringa triple suavemente para eliminar excesos del material y del solvente con el agua remanente unido a él.
- Se aplicó una segunda capa del sistema adhesivo y se esparció por la preparación durante 20 segundos, se sopló y se fotoactivó por 20 segundos, según indicaciones del fabricante.

Técnica restauradora:

- Se posicionó la banda matriz para dar el contorno proximal y luego se realizó la restauración mediante la técnica incremental oblicua nivelando el material hacia la pared cavitaria y siguiendo los contornos anatómicos de la pieza dentaria, colocando incrementos de 1 mm. cada uno hasta completar la restauración. Cada incremento fue fotoactivado por 20 segundos según las indicaciones del fabricante<sup>24</sup>, con la lámpara de fotocurado posicionada directamente sobre la cara oclusal de la pieza dentaria.

**Preparaciones ocluso mesiales restauradas con Resina Compuesta monoincremental Tetric N Ceram BulkFill®:**

Se realizó el mismo protocolo de acondicionamiento y adhesión utilizado en el grupo anterior, cambiando solo el procedimiento restaurador.

Técnica restauradora:

- Se posicionó la banda matriz para dar el contorno proximal y se aplicó el material en la preparación cavitaria en un solo incremento de 4 mm. de grosor, para luego moldearlo y eliminar los excesos. Luego se procedió a la fotoactivación directa sobre la cara oclusal de la pieza dentaria durante 20 segundos, a pesar de lo establecido por el fabricante, quien recomienda un tiempo de fotoactivación de tan solo 10 segundos en lámparas que posean más de 1000 mw/cm<sup>2</sup> de potencia.<sup>23</sup>



Fig. 6 y 7 - Secuencia de restauración con técnica incremental

Al finalizar las restauraciones, estas fueron mantenidas en la estufa Heraeus Kulzer utilizada en el área de Biomateriales dentales<sup>2, 8, 22, 38</sup> a 37°C y 100% de humedad relativa durante 48 horas, para emular la temperatura y humedad bucal. De forma posterior fueron seccionadas mediante un disco diamantado de 0,2 mm. de grosor montado en una pieza de mano. Las piezas preparadas fueron cortadas primero en sentido transversal, separando la corona de la raíz. Luego esta corona fue seccionada sagitalmente obteniendo un trozo mesial con la resina compuesta monoincremental y un trozo distal con la resina compuesta convencional. Posteriormente cada trozo es seccionado transversalmente, obteniendo muestras de 2 mm. de grosor aproximado, en donde se pueda observar toda la interfaz adhesiva entre diente y restauración, a nivel de la pared cervical y axial de la restauración. Finalmente se obtienen 12 muestras, 6 de cada sistema restaurador.

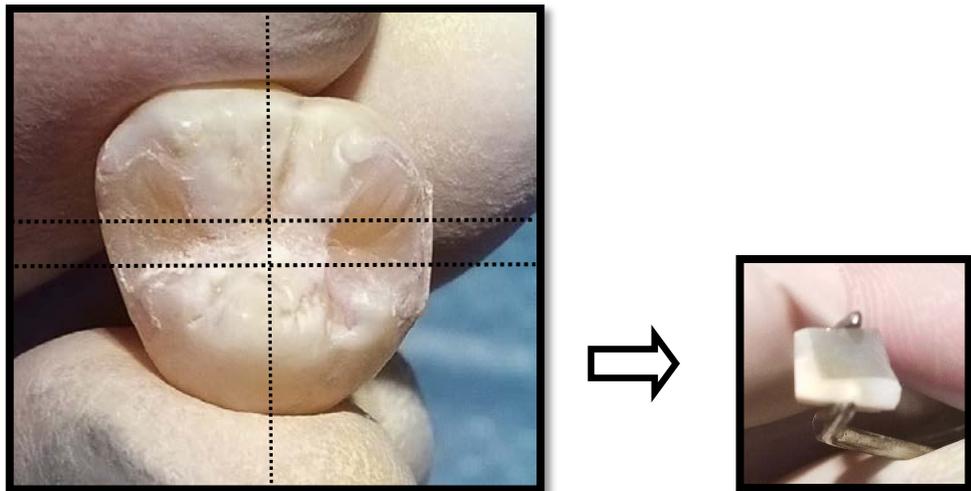


Fig. 8 y 9 – Esquema de cómo se seccionaron las piezas dentarias para obtener las muestras

Para eliminar contaminantes y barro dentinario resultantes del proceso de corte, la parte observada de las muestras debió ser grabada con H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> al 37% durante 20 segundos, y luego lavar profusamente por el doble del tiempo y secar con la jeringa triple.

Los segmentos así obtenidos y preparados, fueron enviados al laboratorio de Microscopía Electrónica ICBM CESAT, de la Facultad de Medicina de la Universidad de Chile, donde fueron desecados a punto crítico y posteriormente metalizados con paladio oro para poder ser observados. El microscopio electrónico de barrido utilizado fue el Digital Scanning Microscope DSM 940 Zeiss, Alemania, 1990. Y las fotografías fueron tomadas con la cámara Canon EOS REBEL XT provista con el microscopio.

Se observó en forma progresiva con aumentos de 50, 100, 500 y 1000x y se fotografió la interfaz adhesiva en toda la pared cervical y la pared axial de cada una de las restauraciones, para poder establecer si se generaron brechas entre estructuras dentarias y material restaurador con cada procedimiento restaurador. En caso de ser así, se midió la magnitud de ésta para poder tener algún patrón de comparación. Además, en caso de no encontrar brechas, se evaluó la calidad de la interfaz adhesiva lograda, buscando la existencia o no de porosidades o grietas al interior de ella que podrían tener significancia en su comportamiento clínico, además de buscar la presencia de tags de resina.

Por último, las imágenes obtenidas fueron analizadas comparativamente entre ambos tipos de restauraciones para establecer si existían diferencias en el grado de adaptación del material restaurador con las superficies dentarias.

## RESULTADOS

### ANÁLISIS DE LAS MICROFOTOGRAFÍAS

A continuación se muestran las imágenes obtenidas en el microscopio electrónico de barrido a distintos aumentos, describiendo comparativamente las muestras obtenidas de las piezas dentarias restauradas con la resina compuesta Tetric N Ceram<sup>®</sup> convencional y con la resina compuesta Tetric N Ceram Bulkfill<sup>®</sup>.

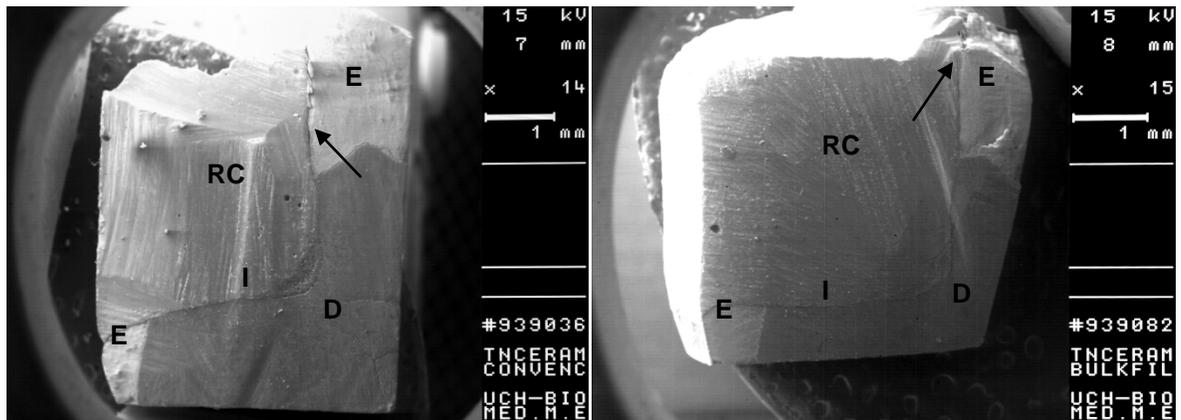


Fig. 10a

Fig. 10b

**Figura 10a.** Muestra una imagen panorámica de una restauración de resina compuesta Tetric N Ceram<sup>®</sup> convencional, mientras que en la **Figura 10b.** Se puede observar una panorámica de la restauración de resina compuesta Tetric N Ceram Bulkfill<sup>®</sup>. (RC) Resina compuesta, (E) Esmalte, (D) Dentina, (I) Articulación Adhesiva.

En las figuras 10a y 10b se observa una visión panorámica de ambas restauraciones. En la figura 10a se aprecian poros en la resina compuesta convencional, y una posible brecha marginal a nivel del borde cavo superficial oclusal (señalada con una flecha); mientras que en la figura 10b también se observan poros en el material monoincremental, de mayor magnitud que en la figura anteriormente descrita y – aparentemente - se observa una pequeña brecha marginal a nivel del borde cavo superficial oclusal (señalada con una flecha).

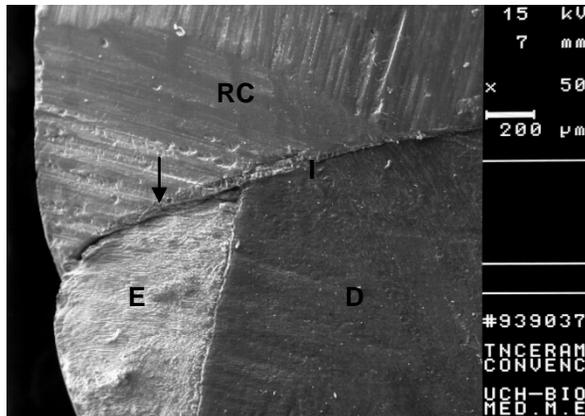


Fig.11a

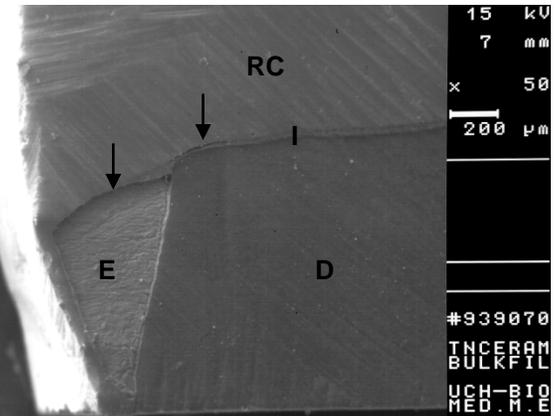


Fig. 11b

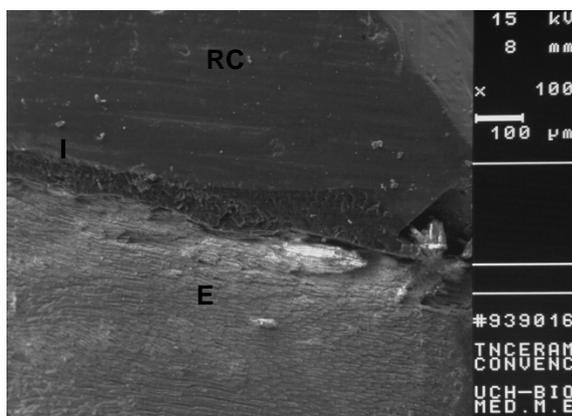


Fig. 11c

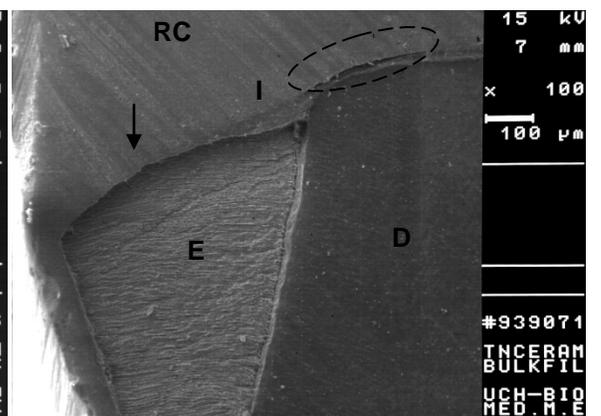


Fig. 11d

**Figura 11a y 11c.** Restauración de resina compuesta Tetric N Ceram<sup>®</sup> convencional con aumentos de 50x y 100x respectivamente. **Figura 11b y 11d.** Restauración de resina compuesta Tetric N Ceram Bulkfil<sup>®</sup> con aumentos de 50x y 100x respectivamente. (RC) Resina compuesta, (E) Esmalte, (D) Dentina, (I) Interfase diente-restauración.

Las figura 11 es una magnificación de la figura 10 a nivel del borde cavo superficial cervical. Tanto en la figuras 11a como 11b se observan brechas marginales entre el esmalte y la resina compuesta (señaladas con flechas). En la figura 11c se aprecia lo que podría ser una fractura del esmalte debido al proceso de corte al cual fue sometida la pieza o una brecha marginal. En la figura 11d se observa una brecha marginal entre el esmalte y el adhesivo dentinario, y además la dentina vecina al límite amelodentinario no se encontraría sellada (destacada dentro de un círculo).

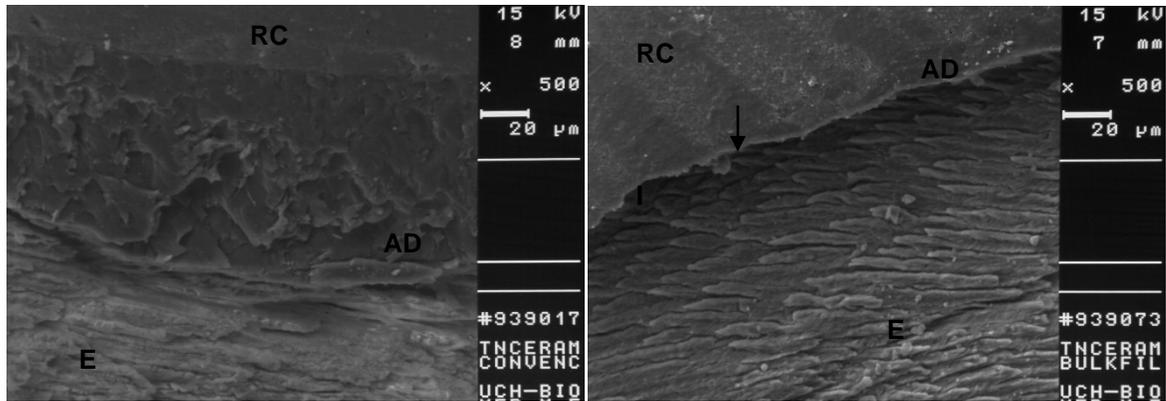


Fig. 12a

Fig. 12b

**Figura 12a.** Muestra una restauración de resina compuesta Tetric N Ceram<sup>®</sup> convencional a 500x, mientras que la **Figura 12b.** Muestra una restauración de resina compuesta Tetric N Ceram Bulkfill<sup>®</sup> al mismo aumento. (RC) Resina compuesta, (E) Esmalte, (I) Interfase diente-restauración, (AD) Adhesivo dentinario.

En la figura 12a se observa una gruesa capa de adhesivo y se confirma que el defecto observado con el aumento anterior en la Fig. 11c no era una brecha marginal, sino un defecto de la técnica. En cambio, en la figura 12b se aprecia la capa de adhesivo dentinario y una magnificación de la brecha marginal entre el material restaurador monoincremental y la estructura dentaria señalados con una flecha.

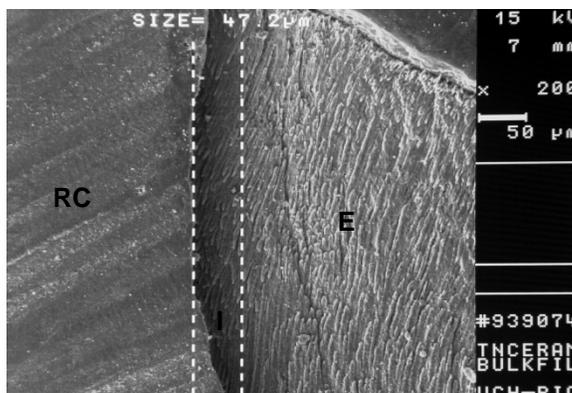


Fig. 12c

**Figura 12c.** Imagen de una restauración de resina compuesta Tetric N Ceram Bulkfill<sup>®</sup> a 200x en la cual se mide la magnitud de la brecha. (RC) Resina compuesta, (E) Esmalte, (I) Interfase diente-restauración.

En la figura 12c se aprecia la brecha marginal señalada anteriormente con una flecha en las imágenes 11b y 12b.

En esta microfotografía se midió la brecha, siendo de 47, 2 μm.

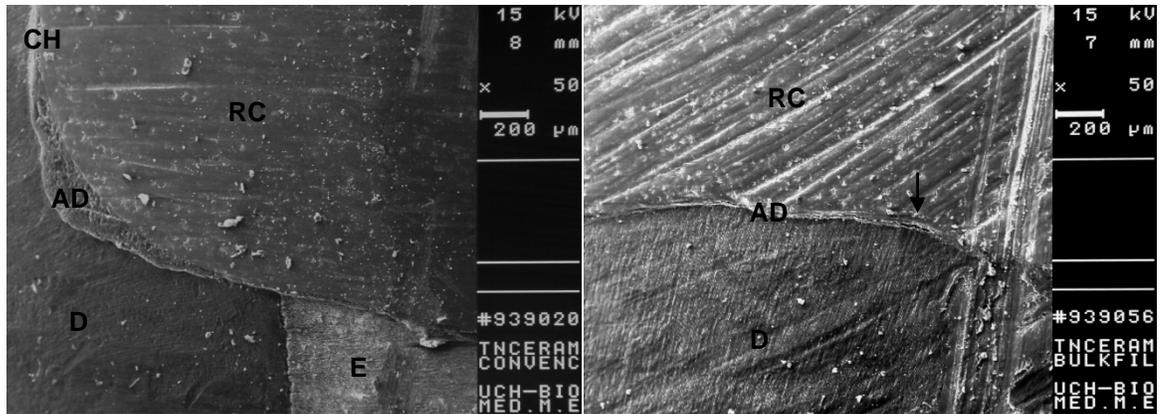


Fig. 13a

Fig. 13b

**Figura 13a.** Imagen de restauración de resina compuesta Tetric N Ceram<sup>®</sup> convencional a 50x.

**Figura 13b.** Imagen de restauración de resina compuesta Tetric N Ceram Bulkfil<sup>®</sup> a 50x. (RC) Resina compuesta, (E) Esmalte, (D) Dentina, (AD) Adhesivo dentinario, (CH) Capa híbrida.

En la figura 13a se aprecia la pared dentinaria a nivel del ángulo axiopulpar. El adhesivo dentinario presenta burbujas y una distribución no homogénea, acumulándose en el ángulo axiopulpar. Además se aprecia la capa híbrida como una línea blanca en toda la pared dentinaria. El sellado marginal de la resina compuesta convencional parece ser adecuado. En la figura 13b se observa la pared dentinaria a nivel del piso cavitario, y se aprecia una posible brecha marginal (señalada con una flecha). Además en el material restaurador monoincremental se observa una textura porosa.

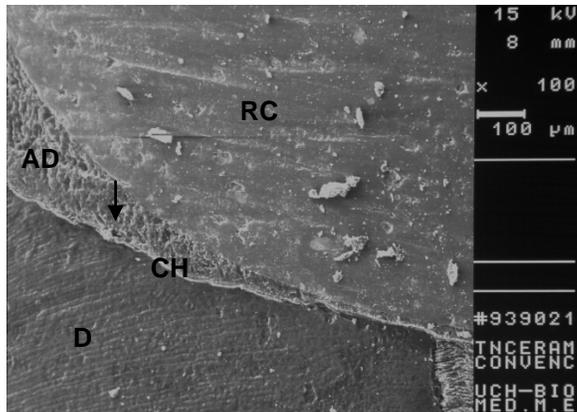


Fig. 14a

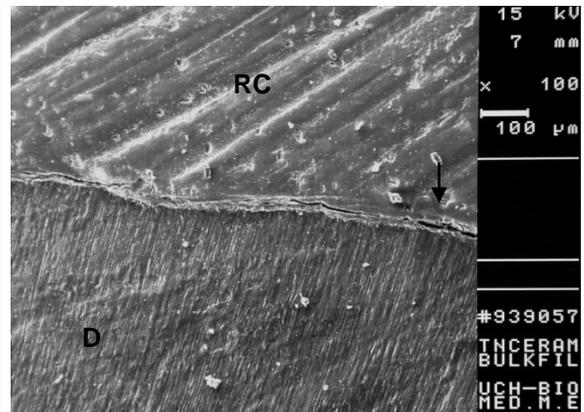


Fig. 14b

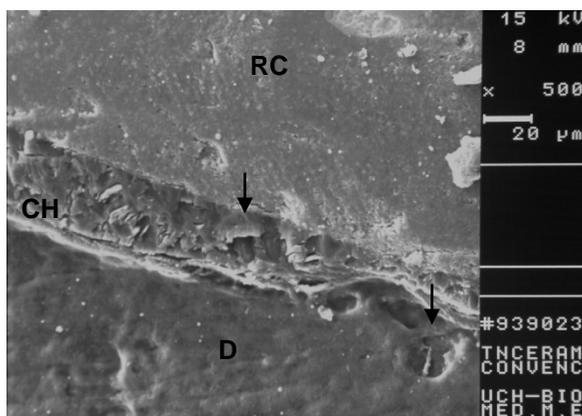


Fig. 14c

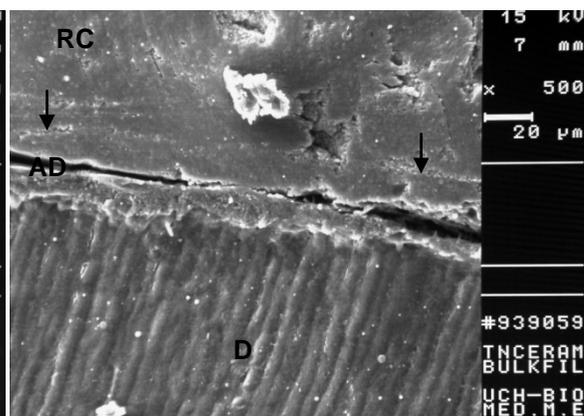


Fig. 14d

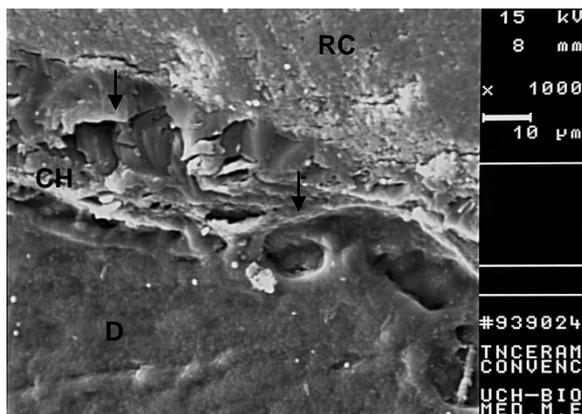


Fig. 14e

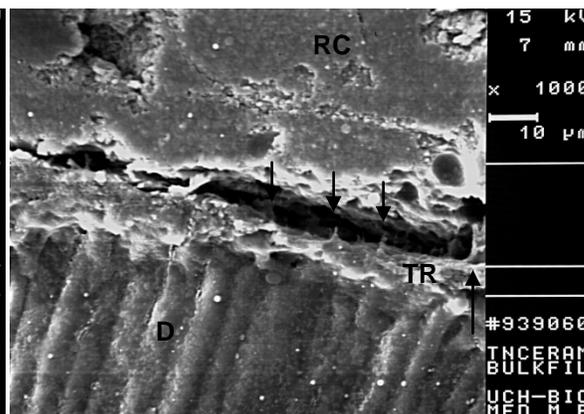


Fig. 14f

**Figuras 14a, 14c y 14e.** Imágenes de restauraciones de resina compuesta Tetric N Ceram® convencional a 100x, 500x y 1000x respectivamente. **Figuras 14b, 14d y 14f.** Imágenes de restauraciones de resina compuesta Tetric N Ceram Bulkfil® a 100x, 500x y 1000x respectivamente. (RC) Resina compuesta, (D) Dentina, (AD) Adhesivo dentinario, (CH) Capa híbrida, (TR) Tags de resina.

La figura 14 es una magnificación de la figura 13 y en las figuras 14a, 14c y 14e se puede observar la capa adhesiva que se presenta poco homogénea, con grietas y burbujas (señaladas con flechas), probablemente generadas por la técnica de preparación de las muestras para poder ser observadas al MEB. Aun así hay unión del adhesivo dentinario con la pared dentaria y el sellado marginal pareciera ser adecuado.

En las figuras 14b, 14d y 14f se confirma la posible brecha marginal vista en la figura 13. El material restaurador monoincremental no se logra adherir en algunas zonas y se aprecia la resina compuesta disgregada probablemente por no lograr una correcta polimerización, debido a que la luz no tuvo alcance en el incremento completo de 4 mm. Se aprecian tags de la resina adhesiva en la figura 14f (señalados con flechas).

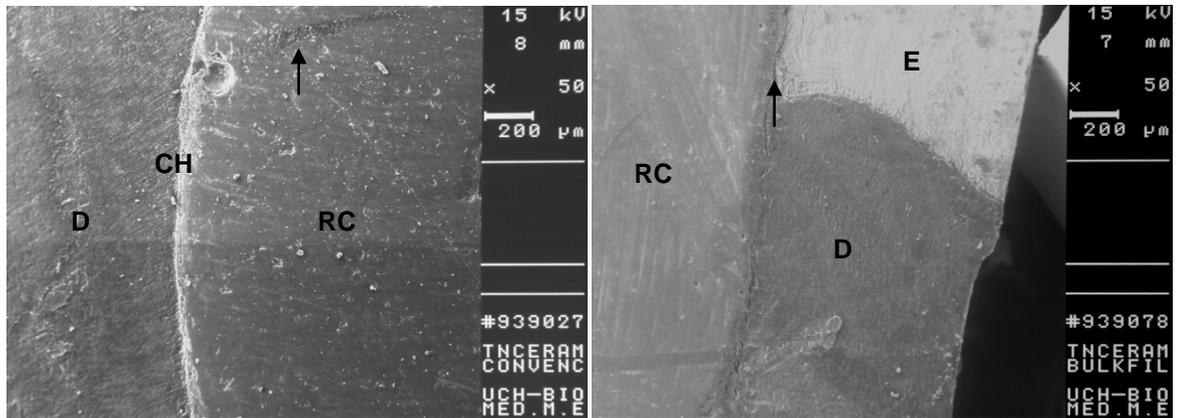


Fig. 15a

Fig. 15b

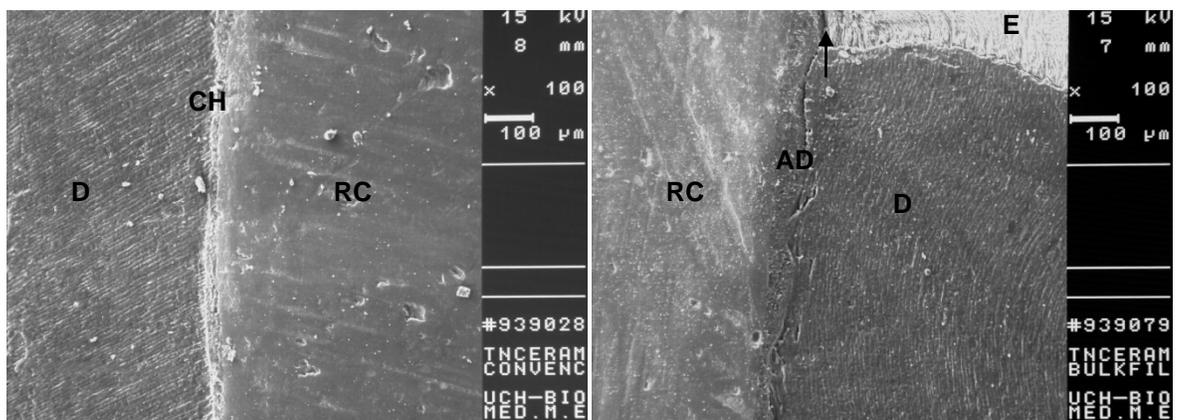


Fig. 15c

Fig. 15d

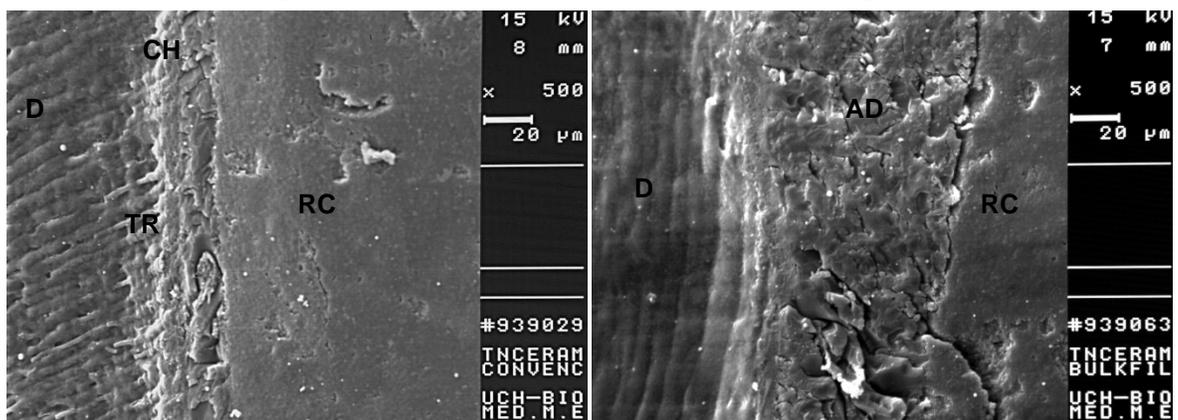


Fig. 15e

Fig. 15f

**Figura 15a, 15c y 15e.** Imágenes de restauraciones de resina compuesta Tetric N Ceram<sup>®</sup> convencional a 50x, 100x y 500x respectivamente. **Figura 15b, 15d y 15f.** Imágenes de restauraciones resina compuesta Tetric N Ceram Bulkfill<sup>®</sup> a 50x, 100x y 500 x respectivamente. (RC) Resina compuesta, (E) Esmalte, (D) Dentina, (AD) Adhesivo dentinario, (CH) Capa híbrida, (TR) Tags de resina.

En la figura 15 se observan las piezas dentarias a nivel de la pared axial. Concretamente en la figura 15a se observa la capa híbrida como una línea blanca en toda la extensión de la pieza. Además se aprecian poros, entre los que sobresale uno de unos 100  $\mu\text{m}$  aproximadamente y se aprecia una línea en la unión de dos incrementos, que se distingue por su porosidad diferente al resto del material restaurador (señalada con una flecha). En las figuras 15c y 15e se observan los tags de resina, sobre todo en la de mayor aumento. Desde el nacimiento de los tags hasta el sitio de unión del material restaurador con el adhesivo éstos miden 50,8  $\mu\text{m}$  aproximadamente. La unión entre diente y restauración parece ser adecuada.

En la figura 15b se aprecia una vista general de la pieza restaurada con el material monoincremental, donde se nota la distribución no homogénea del adhesivo dentinario. En la figura 15d se aprecia una brecha marginal a nivel del límite amelodentinario (señalada con una flecha). En la figura 15f se observa una gruesa capa de adhesivo de unos 40  $\mu\text{m}$  de espesor, además este tiene una consistencia porosa. En esa zona la unión dentina-adhesivo parece ser adecuada, no así la unión del material restaurador con el adhesivo donde no se observa una unión íntima entre ambas partes.

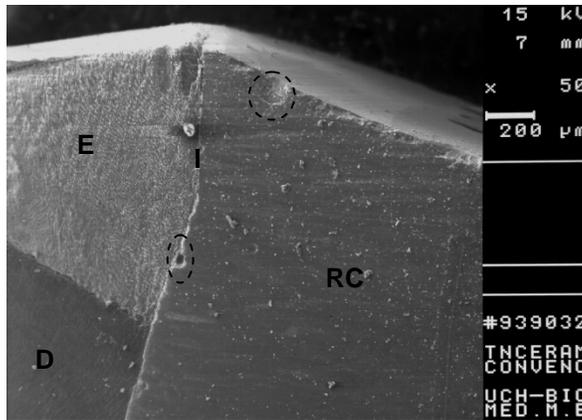


Fig. 16a

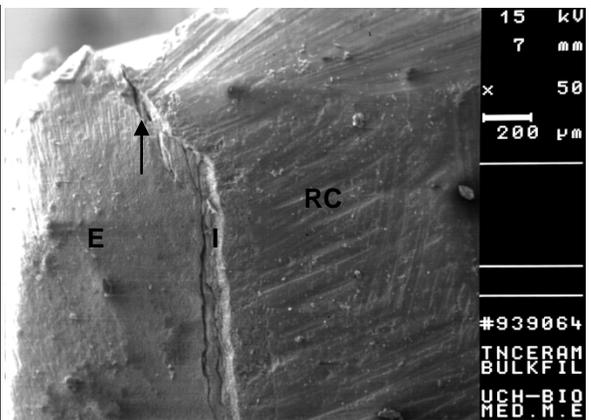


Fig. 16b

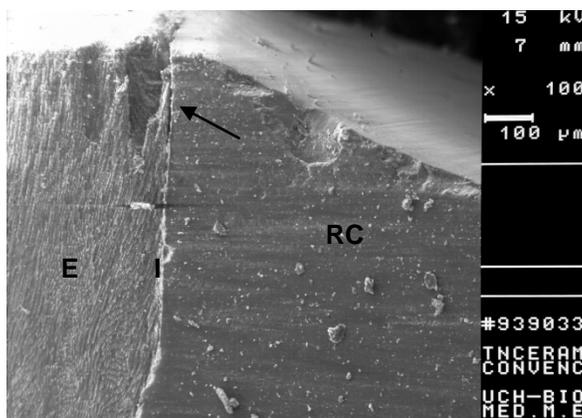


Fig. 16c

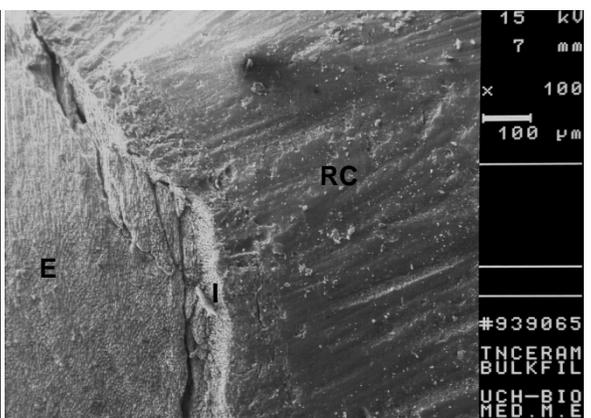
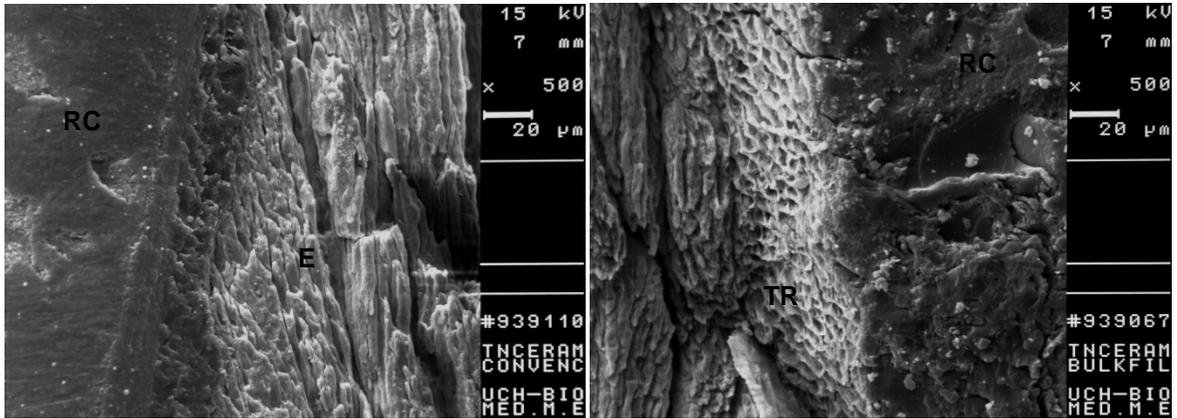


Fig. 16d

**Figura 16a y 16c.** Imágenes de restauraciones de resina compuesta Tetric N Ceram<sup>®</sup> convencional a 50x y 100x respectivamente. **Figura 16b y 16d.** Imágenes de restauraciones de resina compuesta Tetric N Ceram Bulkfill<sup>®</sup> a 50x y 100x respectivamente. (RC) Resina compuesta, (E) Esmalte, (D) Dentina, (I) Interfase diente restauración.

En la figura 16 se observa la pieza dentaria a nivel del borde cavo superficial oclusal. En la figura 16a se aprecian burbujas en el material restaurador convencional hacia oclusal y un poro en la interfaz diente restauración (destacados dentro de círculos), además el esmalte se encuentra fracturado por el proceso de obtención de la muestra. En la magnificación observada en la figura 16c se observan grietas entre diente y restauración (señalada con una flecha).

En las figuras 16b y 16d se observa una mala adaptación del material restaurador Tetric N Ceram Bulkfill<sup>®</sup> a las paredes cavitarias.



**Fig. 17a**

**Fig. 17b**

**Figura 17a.** Imagen de restauración de resina compuesta Tetric N Ceram<sup>®</sup> convencional a 500x.

**Figura 17b.** Imagen de restauración de resina compuesta Tetric N Ceram Bulkfill<sup>®</sup> a 500x. (RC) Resina compuesta, (E) Esmalte, (TR) Tags de resina

En la figura 17a se observa el material restaurador convencional irregular en algunas zonas y los prismas del esmalte desde un corte longitudinal. En la figura 17b se aprecian tags de resina entre el adhesivo dentinario y el esmalte.

## DISCUSIÓN

Uno de los mayores inconvenientes inherentes a los materiales restauradores de resina compuesta radica en la contracción producida por la polimerización, en donde las moléculas de monómero se unen entre ellas, reordenándose y formando una red llamada polímero con un volumen menor al inicial. Esta contracción es un proceso complejo en el cual se generan fuerzas internas en la estructura del material que se transforman en tensiones cuando éste se adhiere a las superficies dentarias.

A pesar de los notorios esfuerzos realizados para contrarrestar esta problemática, ninguno de los sistemas adhesivos contemporáneos son capaces de lograr una unión que permita mantener al material restaurador completamente adaptado a la pieza dentaria. Esto se traduce en tensión generada en la resina compuesta, que se concentra en la interfaz adhesiva entre el diente y el material restaurador, lo que resulta en una pobre adaptación marginal, que conlleva a la subsiguiente sensibilidad posoperatoria o caries en los márgenes de la restauración.

La magnitud de este estrés de contracción generado es dependiente de la configuración cavitaria (Factor C) - que es el relación entre las superficies adheridas con las superficies no adheridas o libres de la restauración - la naturaleza de la matriz del material restaurador, la carga del relleno inorgánico y de las propiedades visco elásticas del material.<sup>14, 39</sup>

Se han desarrollado diversos métodos para disminuir el estrés de contracción, como por ejemplo controlar la intensidad de la luz de fotocurado, usar liners de resina compuesta fluída bajo la restauración, uso de restauraciones indirectas y - la más utilizada - la técnica restauradora incremental. Sin embargo, ningún método ha mostrado ser totalmente efectivo en contrarrestar los efectos de la contracción de polimerización.<sup>33</sup>

A pesar de la gran aceptación de esta técnica, ésta no se ha visto exenta de cuestionamientos desde el comienzo. Así, Versluis et al., en el año 1996 publicó en “Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses?” que la restauración por incrementos aumenta la deformación del diente restaurado y lleva a mayor estrés en la estructura diente-material restaurador.

En contraste y avalando la técnica incremental, Yamazaki et al. sugieren en “Microleakage evaluation of a new low-shrinkage composite restorative material” (2006) que la reconstrucción incremental reduce significativamente la microfiltración si se compara con la técnica moincremental, y concluyen que la técnica incremental debiese ser la de elección al momento de restaurar cavidades clases I. Asimismo, He, Shimada y Tagami en su estudio “The effects of cavity size and incremental technique on micro-tensile bond strenght of resin composite in class I cavities” (2007) concluyen que en cavidades amplias la técnica restauradora monoincremental presenta fuerzas adhesivas menores a la estructura dental en comparación a cavidades extensas restauradas con técnica incremental.

De este modo, la técnica incremental ha sido ampliamente estudiada y finalmente, recomendada en restauraciones directas de resina compuesta, debido a que disminuye el factor C, permitiendo disipar parcialmente el estrés de contracción. Sin embargo, es una técnica altamente sensible que de no ser realizada de manera óptima puede llevar a formación de burbujas entre incrementos o falta de unión entre estos mismos debido a contaminantes, dificultad de acceso en cavidades conservadoras y mayor tiempo clínico en llevarse a cabo.

Es por esto, que en los últimos años han surgido diversas propuestas para solucionar dichos inconvenientes, sobretodo en restauraciones complejas en piezas posteriores, donde se tiene un acceso y visión limitada, y donde se requiere reconstruir cajones proximales. Dentro de dichas propuestas, se encuentra el desarrollo de la resina compuesta monoincremental Tetric N Ceram Bulkfill®, que permite realizar la restauración en incrementos de hasta 4 mm., facilitando la reconstrucción de cajones extensos en piezas posteriores.

En este estudio se analizó bajo microscopía electrónica de barrido la interfaz diente-restauración lograda con dos materiales restauradores distintos, una de características convencionales, la Tetric N Ceram<sup>®</sup> y una de características monoincrementales, la Tetric N Ceram Bulkfill<sup>®</sup>.

Del análisis descriptivo y comparativo de las microfotografías obtenidas se puede desprender que el material monoincremental, Tetric N Ceram Bulkfill<sup>®</sup> presenta brechas marginales, mientras que la resina compuesta convencional, Tetric N Ceram<sup>®</sup>, a pesar de presentar burbujas y poros entre incrementos, logra un sellado marginal adecuado. La mala adaptación del nuevo material monoincremental de resina compuesta a la estructura dentaria, podría explicarse por su composición. De este modo, y a pesar de preconizar que posee mayor elasticidad (y este es el fundamento que justificaría una mejor adaptación marginal con respecto a otros materiales), no presenta mayores cambios en su composición con respecto a su equivalente convencional (Tetric N Ceram<sup>®</sup>) excepto en que se agrega la Ivocerina, que es un agente fotosensible, además de la Canforoquinona ya contenida en la fórmula tradicional.

Asimismo, la resina Tetric N Ceram Bulkfill<sup>®</sup> se presenta de aspecto disgregado en algunas de las microfotografías. Ello podría indicar que (i) al realizar incrementos de 4 mm., la luz de la lámpara no alcanzaría la máxima profundidad de la resina compuesta; o (ii) que el fotoiniciador Ivocerina, que se activa a longitudes de onda menores de 400 nm., no es sensible a este tipo de lámparas de fotoactivación, (quedando material sin reaccionar y, por lo tanto, sin polimerizar). Cabe recordar que el fabricante, en primer lugar, describe el material como de mayor translucidez que las resinas compuestas convencionales y que, en segundo lugar, afirma que la molécula de Ivocerina ayudaría a que el material reaccionara totalmente. No obstante, ninguna de las 2 características mencionadas fueron observadas. De hecho, ni aun siguiendo las indicaciones del fabricante y midiendo la potencia de la lámpara, se observa el desempeño esperado.

Asimismo se pudo apreciar que la transmisión de energía lumínica a través de la resina compuesta disminuye con respecto al espesor del incremento del material

restaurador. Por lo tanto, el uso de la técnica incremental como principal mecanismo restructor, ayudaría a mitigar las tensiones y permitiría una adecuada penetración de la luz y la consiguiente conversión de monómero a polímero.

Evidentemente, se necesitan más investigaciones en torno a este nuevo material restaurador, para confirmar los resultados obtenidos en este estudio in vitro.

Por otra parte, se sugiere complementar este estudio, evaluando el grado de sellado marginal a nivel cervical de preparaciones próximo oclusales bajo termociclado y además, el grado de polimerización obtenido, comparando el valor alcanzado en la superficie y en la base del material en un grosor de 4 mm. como lo recomienda el fabricante y con el tiempo de activación sugerido, para establecer si se logrará un material con adecuadas propiedades mecánicas y de sellado marginal, condición requerida para un correcto desempeño de la restauración a nivel de molares y premolares.

## CONCLUSIONES

De acuerdo a los resultados observados con la metodología utilizada en el presente estudio, se puede concluir que:

- La resina compuesta Tetric N Ceram<sup>®</sup> convencional utilizada mediante técnica incremental logra una mejor adaptación a las estructuras dentarias que la obtenida con la resina compuesta Tetric N Ceram Bulkfill<sup>®</sup>.
- La resina compuesta Tetric N Ceram Bulkfill<sup>®</sup> no logra una completa polimerización, aun siguiendo las indicaciones del fabricante (esto es, tiempos de fotoactivación y potencia de la lámpara utilizada).
- En virtud de lo anterior, se rechaza la hipótesis de que la resina compuesta monoincremental Tetric N Ceram Bulkfill<sup>®</sup> presenta una interfaz diente restauración equivalente a la lograda con una resina compuesta Tetric N Ceram<sup>®</sup> convencional.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- (1) Abbas G, Fleming GJ, Harrington E, Shortall AC, Burke FJ. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite resin cured in bulk or in increments. J Dent. 2003; 31: 437-44.
- (2) Alvarez Céspedes R. Análisis descriptivo al MEB de la interfase diente restauración obtenida con sonicfill y heculite precis. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología, Universidad de Chile.
- (3) Anusavice, K.J. "Informatics Systems to Assess and Apply Clinical Research on Dental Restorative Materials". Adv. Dent. Res. 2003. 17; 43-48.
- (4) Anusavice K J. "La ciencia de los Materiales Dentales, de Phillips". Décima Edición. Editorial Mc Graw Hill Interamericana, México. 1998. Cap. 12 p.283-289.
- (5) Astorga C., Bader M., Baeza R., Ehrmantraut M., Ribera C., Vergara J. "Texto de Biomateriales Odontológicos". 1ª Edición. Facultad de Odontología Universidad de Chile, 2004. Cap. VI.
- (6) Barrancos P, Mooney J. "Operatoria dental. Integración clínica". 4º rev. Ed. Bs As: Editorial Médica Panamericana. 2006. 1134 p., Cáp 12, Pág 141; Cáp 17, Pág 300; Cáp 33, Pág 717-721; Pág 34, Pág 732-733; Cap. 37 p. 771-776.
- (7) Beñaldo Clinton R 2005. Estudio comparativo in vitro de la microfiltración de restauraciones de resina compuesta realizadas con un sistema adhesivo convencional y otras realizadas con un sistema adhesivo con nanorelleno. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología, Universidad de Chile.
- (8) Bevensee Cavanatti I. Análisis descriptivo al MEB de la unión a dentina de restauraciones resina compuesta realizadas con adhesivo XP BOND con y sin grabado ácido previo. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología, Universidad de Chile.

- (9) Bowen RL. Properties of silica reinforced polymer for dental restoration. J Am Dent Assoc 1963;66:57-64.
- (10) Caetano N, Grover V, López B. Influencia de la fotopolimerización gradual en el estrés de contracción en restauraciones de resina compuesta. 2008. ActaOdontoVenez – V 46 n° 3
- (11) Campodonico C, Tantbirojn D, Olin P. Cuspaldeflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled by using bulk, incremental and transtooth-illumination techniques. 2011 JADA 142(10):1176-118
- (12) Chen H.Y, Manhart J.,Hickel R, Kunzelmann K.H. “Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins”. Dental Materials 2000;17(2001) 253-259.
- (13) Comunicado de prensa Ivoclar Vivadent. Disponible en la web: [http://www.ivoclarvivadent.com.mx/zoolu-website/media/document/13097/Tetric+N+Ceram\\_sp](http://www.ivoclarvivadent.com.mx/zoolu-website/media/document/13097/Tetric+N+Ceram_sp)
- (14) Cornelis J, Albert J. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. Dental materials (2005); 21:1150-1157
- (15) Craig R., O'Brien W. Powers J., “Materiales Dentales. Propiedades y Manipulación”. Sexta edición. Editorial Mosby. Madrid. 1996. 294 p., Cáp. p. 10-26. Cap. 4 p. 55-66.
- (16) De la Macorra JC. Polymerization contraction of composite resin restorative materials. Odontología Conservadora 1999. Vol 2 n°
- (17) De Souza FB, Guimaraes RP, Silva CH. A clinical evaluation of packable and microhybrid resin composite restorations: one-year report. Quintessence Int 2005; 36-41.
- (18) Ehrmantraut M., Bader M., “Polimerización de Resinas Compuestas a través de

Estructuras dentarias”. Rev. Fac. Odont. Univ. De Chile. 1994. 12(2):22-27.

(19) Grégoire G., Guignes P. Nasr K. “Effects of dentine moisture on the permeability of total-etch and one-step self-etch adhesives.” J. Dent. 2009. 37(9): p 691-99.

(20) Ferrari M., Tay F.R. “Technique sensitivity in bonding to vital, acid-etched dentin.” Oper. Dent. 2003. 28(1): p 3-8.

(21) Hervas A, Martinez MA, Cabanes J, Barjau A. Resinas compuestas. Revision de materiales e indicaciones clínicas. Med Patol Oral Cir Bucal. 2006; 11: 215-20.

(22) Ibañez Musalem M. Análisis descriptivo al MEB de la interfase de restauraciones realizadas con single bond universal con y sin grabado ácido previo. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología, Universidad de Chile.

(23) Instrucciones de uso resina compuesta Tetric N Ceram BulkFill Disponible en la web: <http://www.ivoclarvivadent.com.mx/es-mx/resinas/tetric-n-ceram-bulk-fill>

(24) Instrucciones de uso resina compuesta Tetric N ceram Disponible en la web: <http://www.ivoclarvivadent.co/es-co/utilizando-la-mas-reciente-tecnologia>

(25) Kinney J., Marshall GW. “The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature”. Rev. Oral. Biol. Med. 2003. 14(1): p 13-29

(26) Kugel G., Ferrari M. “The science of bonding: from first to sixth generation”. JADA. 2000. 131: p 20-5.

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

(28) Macchi. Materiales dentales. 4º ed Editorial médica Panamericana. 2007. P 160-161.

- (29) Mahn E., Cambiando el paradigma de la aplicación de composites:Tetric N Ceram BulkFill. Disponible en la web: <http://www.ivoclarvivadent.com.mx/zoolu-website/media/document/22482/Tetric+N-Ceram+Bulk+Fill+Special+Edition>
- (30) Meyer GR, Ernst CP, Willershausen B. Determination of polymerization stress of conventional and new “Clustered” Microfill-Composites in comparison with Hybrid Composites. J Dent Res 2003;81:921.
- (31) Moncada G, Urzúa I. Cariología Clínica: Bases preventivas y restauradoras. 1° ed. Chile; 2008. Pág 9-16; Cap 1, Pág 17-25.
- (32) Palin W.M., Fleming G.J., Nathwani H., Burke., Randall R.C. “In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low – shrink dental composites”. Dental Material. 2005; 21 (4): 324-335.
- (33) Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? Dental material (2008); 24: 1501-1511
- (34) Pashley D.H., Carvalho R.M. “Dentine permeability and dentine adhesion.” J. Dent. 1997. 25(5): p 355-72.
- (35) Perdigão J., “New developments in dental adhesion”. Dent. Clin. North. Am. 2007. 51(2): p 333-57.
- (36) Phillips R.W., “La Ciencia de los Materiales Dentales”. Undécima Edición. Editorial Elsevier. 2004. Parte III. Cap. 15 p. 400- 406, 408.
- (37) Rodríguez D., Pereira N. “Current trends and evolution on dental composites” 2008. Actadontol. venez v.46 n.3
- (38) Rojas Vera F. Análisis al MEB de la interface diente restauración obtenida con Sonic fill y una resina compuesta incremental convencional. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología, Universidad de Chile.

- (39) Sarrett, D. Clinical Challenges and the relevance of materials testing for posterior composites restorations. *Dental materials* (2005); 21:9-20
- (40) Schneider LF, Cavalcante LM, Silkas N. Shrinkage stresses generated during resin-composite applications: a review. *J Dental Biomech* 2010
- (41) Senawongse P, Pongprueksa P. Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *J Esthet Restor Dent*. 2007; 19: 265-275.
- (42) Suzuki S. Does the wear resistance of packable composite equal that of dental amalgam?. *J esthet Restor Dent* 2004; 16:355-65
- (43) Swift E., Perdigao J., Heymann HO. "Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art". *Quintessence Int*. 1995. 26(2): p 95-110.
- (44) Tay FR, Pashley DH. "Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers." *Dent. Mater*. 2001. 17(4): p 296-308
- (45) Uehara N., Ruiz A J., Velasco J., Ceja I., Espinosa R. Adaptación Marginal de las resinas BulkFill. *Rodyb*. Vol II. Número 3. Septiembre-Diciembre 201
- (46) Van Meerbeek B, De Munk J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas., Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. "Buonocore Memorial Lecture: Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges." *Oper. Dent*. 2003. 28(3): p 215-35.
- (47) Vinícius E, Carmem S, Nívea R. Monomers Used in Resin Composites: Degree of Conversion, Mechanical Properties and Water Sorption/Solubility. *Braz Dent J* 2012; 23(5) 508-514.
- (48) Weaver WS, Blank LW, Pelleu GB. A visible light activate resin cured through tooth structure. 1988. *Gen Dent*; 36: 236-7

**ANEXO 1****FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO****TOMA DE MUESTRAS DENTARIAS PARA TRABAJO DE INVESTIGACIÓN.****“Análisis descriptivo in vitro de la interfaz adhesiva de restauraciones de resina compuesta realizadas con Tetric N CeramBulkFilly Tetric N Ceramconvencional”**

El propósito de esta información es ayudarle a tomar la decisión de participar o no, en una Investigación Odontológica.

La Alumna Javiera Antivilo Bruna, que realiza su Tesis de Grado en el Área de Biomateriales Dentales del Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile, bajo la Tutoría del Prof. Dr. Marcelo BaderMattar, está realizando un estudio cuyo objetivo es evaluar la interfaz adhesiva de un nuevo sistema de Resinas Compuestas monoincremental y compararlo con un sistema de Resinas Compuestas convencional.

Para llevar adelante esta Investigación se requiere utilizar piezas dentarias sanas, recientemente extraídas. Usted ha concurrido a este servicio Odontológico con una indicación de extracción solicitada por su Odontólogo, motivo por el cual se le solicita que nos done y autorice el uso de estas piezas dentarias para esta Investigación.

Su participación en esta Investigación es absolutamente voluntaria, sin que su decisión afecte la calidad de la atención odontológica que le preste esta Institución. Usted no se beneficiará económicamente por participar en esta Investigación, del mismo modo que este estudio no tendrá costos adicionales para Usted.

Todos los datos relacionados con su persona serán guardados de forma

confidencial. Las muestras serán almacenadas indefinidamente con un Código, hasta su utilización en el Laboratorio para el fin antes explicado y se utilizarán única y exclusivamente para esta Investigación.

Es posible que los resultados obtenidos en este estudio sean presentados para su publicación en alguna revista científica o presentados en algún Congreso o en Conferencias sobre el tema, sin embargo, su Identidad e Información personal no será divulgada.

Si usted desea conocer los resultados de la Investigación, o si tiene cualquier otra duda, puede contactar al Dr. Marcelo BaderMattar, al teléfono: 9- 9840724.

He leído lo anteriormente descrito, se me ha explicado el propósito de esta Investigación y mis dudas han sido aclaradas. Con mi firma voluntaria de este documento consiento en donar las piezas dentarias que requiero extraerme para ser utilizadas en este estudio. Se me entregará una copia firmada de este documento y si solicito información, ella me será entregada por los Investigadores.

---

Nombre del Donante

---

Fecha

---

Firma del donante

---

Nombre de la Persona que obtiene el Consentimiento

---

Firma