



UNIVERSIDAD FINIS TERRAE  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
ESCUELA DE ODONTOLOGÍA

**ANÁLISIS COMPARATIVO IN VITRO DE LA RESISTENCIA  
MECÁNICA Y DEL GRADO DE CONVERSIÓN DE RESINAS  
COMPUESTAS CONVENCIONALES Y MONOINCREMENTALES DE  
UNA MISMA MARCA**

CAROLINA GUTIERREZ AGUIRRE  
PAULINA RIVERA ROSSO

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

Profesor Guía: Dr. Marcelo Bader Mattar.

Santiago, Chile

2016

## RESUMEN

Se realizó un estudio experimental de tipo comparativo “in vitro”, con el objetivo de comprobar si al utilizar resinas compuestas de una misma marca y diferente técnica restaurativa podemos lograr los mismos resultados. Para esto se evaluaron 2 parámetros: grado de resistencia mecánica y dureza superficial de cada uno de los materiales utilizados.

Se confeccionaron cuerpos de prueba con cada material a testear, por medio de una matriz metálica calibrada, obteniendo cilindros de 4mm de diámetro y un alto de 4 o 5mm dependiendo de la indicación del fabricante según cada resina compuesta. Se utilizaron 160 cilindros de resina compuesta para la prueba de resistencia mecánica (20 por cada tipo de resina compuesta) y 40 cilindros para la prueba de dureza superficial (5 por cada tipo de resina compuesta), los cuales se mantuvieron en una estufa a 37°C y 100% de humedad relativa por 48 horas.

Para la prueba de resistencia mecánica, los cuerpos de prueba fueron testeados bajo compresión, en una máquina de ensayo universal Tinius Olsen H5K-S, hasta su fractura y así se obtuvo su valor de resistencia máxima.

Para la prueba de dureza superficial los cuerpos de prueba fueron sometidos al test de microdureza superficial Vickers, utilizando un medidor de microdureza superficial Leitz. Se realizaron dos punciones tanto en la superficie externa superior como en la base de cada cilindro obteniendo un promedio de las dos en cada superficie.

## ÍNDICE

Introducción.....	1
Marco Teórico.....	3
Hipótesis.....	36
Objetivo general .....	36
Objetivos específicos .....	36
Materiales y Métodos .....	37
Resultados.....	43
Discusión.....	53
Conclusión.....	58
Sugerencias.....	59
Bibliografía.....	60

## INTRODUCCIÓN

Con el correr de los años, diferentes tipos de materiales dentales restauradores se han ido desarrollando con el propósito de obtener restauraciones que cumplan con los requerimientos funcionales de forma eficiente y duradera, y así poder recuperar la forma, la función y la estética del diente<sup>1</sup>, características que podrían haberse perdido por diferentes patologías, dentro de las cuales la de más prevalencia en Chile y el mundo es la enfermedad Caries.<sup>2</sup>

Antiguamente, solo se disponía de materiales restauradores estéticos para los dientes anteriores, tales como los cementos de silicatos y las resinas acrílicas. Sin embargo, estos materiales poseían propiedades físicas y mecánicas muy limitadas, lo que atentaba contra el éxito de las restauraciones realizadas.<sup>2</sup> Lo anterior y la necesidad de tener materiales posibles de ocupar también en restauraciones de molares y premolares, llevó al desarrollo de las resinas compuestas.<sup>2</sup>

Desde su aparición hasta la actualidad, gracias a sus continuas mejoras el uso de las resinas compuestas se ha ido extendiendo hasta constituirse en uno de los materiales más utilizados en la confección de restauraciones directas,<sup>3</sup> ya que son estéticamente aceptables, poseen una plasticidad adecuada para su manipulación en la técnica directa,<sup>4</sup> y además permiten una Odontología más conservadora, preservando así una mayor cantidad de estructura dentaria sana, ya que no requieren de un diseño cavitario más invasivo.<sup>3</sup>

Pese a su buen desempeño clínico y al mejoramiento continuo de sus propiedades, aun no se han solucionado completamente algunos inconvenientes esenciales de las resinas compuestas, entre los cuales, aquellos que cobran mayor relevancia clínica son su falta de adhesión específica al tejido dentario, la

contracción de polimerización y el coeficiente de variación dimensional térmico diferente a la pieza dentaria.<sup>5</sup>

Como una manera de contrarrestar lo anterior se desarrollan los procedimientos adhesivos y la técnica incremental de restauración. Esta última busca disminuir el efecto que genera la contracción de polimerización sobre la articulación adhesiva,<sup>6</sup> y que consiste en ir incorporando pequeños incrementos de resina compuesta, buscando así generar una tensión menor y de esta manera favorecer la adhesión.<sup>7</sup> Sin embargo, se trata de una técnica muy compleja, que requiere de experiencia y habilidad de parte del profesional, así como también de un tiempo adecuado para llevarla a cabo, lo cual podría traducirse en que se cometan errores durante el proceso, que llevarían al fracaso de la restauración.<sup>8</sup> Como un manera de simplificar este procedimiento restaurador en dientes posteriores, en los últimos años se desarrollaron nuevos procedimientos clínicos y nuevos materiales. Uno de estos avances es la nueva técnica de restauración monoincremental, que consiste en la aplicación de una resina compuesta especial en un solo incremento en la preparación cavitaria, pero sin ir en desmedro de los resultados clínicos, en especial, los relacionados con el objetivo de lograr una adecuada integridad marginal de las restauraciones realizadas.<sup>9</sup>

Estas resinas compuestas monoincrementales tienen poco tiempo de uso clínico, por lo que no existe suficiente evidencia clínica que las avale en un resultado a mediano plazo. Estos nuevos materiales señalan obtener resultados clínicos muy buenos y con tiempos de fotoactivación muy reducidos, lo que parece contradictorio en relación a las necesidades de aporte energético requerido para lograr una buena polimerización.<sup>7</sup>

Si bien se han hecho cambios en la composición química de las resinas compuestas monoincrementales,<sup>9</sup> el tiempo de fotoactivación tan reducido podría ir en desmedro de las propiedades mecánicas del material.<sup>8</sup> Es por esto que el presente estudio busca determinar si existen diferencias en el grado de resistencia

mecánica y en el grado de polimerización de las resinas compuestas monoincrementales en comparación con las resinas compuestas de uso incrementales convencional.

## MARCO TEÓRICO

Desde los tiempos más remotos, el hombre ha tenido una incesante preocupación por las enfermedades de la cavidad bucal y su tratamiento, para mantenerla en un estado de equilibrio morfofuncional y por lo mismo, de salud. Se afirma que las lesiones dentarias son tan antiguas como la vida del hombre sobre el planeta.<sup>10</sup>

Para resolver la problemática de falta o pérdida de estructuras dentarias, generadas por estas enfermedades, es que se crearon materiales dentales de restauración, que son aquellos que reemplazan el tejido dental enfermo o reponen el tejido dental perdido o faltante, con el fin de devolver la funcionalidad y la estética a la pieza afectada. Estos materiales se pueden clasificar en directos e indirectos según su indicación y forma de aplicación en la pieza dentaria. Entre los materiales directos se encuentran: la amalgama de plata, el cemento ionómero de vidrio y las resinas compuestas, y cada uno de los cuales presentan características y propiedades propias las que determinarán su comportamiento en boca.<sup>6</sup>

### **1. Amalgamas**

Corresponde a un material que ha sido utilizado en odontología desde el año 1826 hasta la fecha, el cual es una aleación compuesta por mercurio y otros metales como plata (65%), estaño (29%), cobre (6%) y zinc.<sup>1, 11</sup> Este material se ha mantenido vigente gracias a sus ventajosas propiedades entre las cuales se destacan:<sup>12</sup>

- Ser un material de muy bajo costo, y que por lo mismo permite un fácil acceso por parte de la gran mayoría de la población.
- Es de fácil manipulación y colocación en la cavidad operatoria.
- Posee buena resistencia al desgaste.
- Baja sensibilidad a variaciones de la técnica.

- Capacidad de autosellado marginal a través del tiempo.
- Muy buena expectativa de vida útil.

Sin embargo, este material también posee algunas desventajas, entre las cuales se pueden mencionar:<sup>12</sup>

- Pobre resultado estético.
- Falta de adhesión específica a las estructuras dentarias.
- Posibilidad de filtración marginal en las restauraciones recién terminadas.
- El cuestionamiento a cerca de su bioseguridad.

Con el fin de resolver y mejorar todas estas desventajas nombradas, fue que se impulsó el desarrollo de nuevas alternativas de materiales, dentro de los cuales están las resinas compuestas.

## **2. Resinas compuestas**

Las resinas compuestas dentales, son una mezcla compleja de resinas polimerizables mezcladas con partículas de rellenos inorgánicos. Para unir las partículas de relleno a la matriz plástica de resina, el relleno es recubierto con silano, un agente de conexión o acoplamiento. Otros aditivos se incluyen en la formulación para facilitar la polimerización, ajustar la viscosidad y para obtener color, translucidez y opacidad, para que de esa forma puedan imitar el color de los dientes naturales, haciendo de ellas el material más estético de restauración directa.<sup>13 - 14</sup>

Las ventajas de las restauraciones de resina compuesta, incluyen:<sup>14</sup>

- Mayor conservación de tejido dental sano.
- Refuerzo de la estructura dental.
- Transmisión/distribución de las fuerzas masticatorias a través de la interfase adhesiva del diente.

## 2.1 Composición de las resinas compuestas

Las propiedades físicas, mecánicas, estéticas y el comportamiento clínico dependen de la estructura del material. Básicamente, los composites dentales están compuestos por tres materiales químicamente diferentes (figura 1): la matriz orgánica o fase orgánica; la fase inorgánica, material de relleno o fase dispersa; y un órgano-silano o agente de unión entre la resina orgánica y el relleno cuya molécula posee grupos silánicos en un extremo (unión iónica con  $\text{SiO}_2$ ), y grupos metacrilatos en el otro extremo (unión covalente con la resina compuesta).<sup>15</sup>

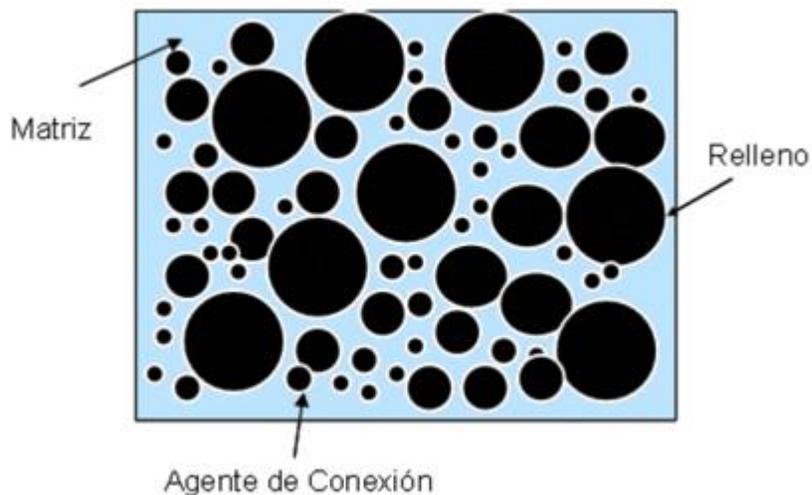


Figura 1. Composición de una resina compuesta.<sup>14</sup>

### I. Matriz o fase orgánica

Corresponde a una combinación de monómeros junto a un sistema iniciador de la polimerización por radicales libres y estabilizadores para maximizar la estabilidad de almacenamiento de la resina compuesta no polimerizada y la estabilidad química de la resina compuesta polimerizada.<sup>16</sup>

La mayoría de las resinas compuestas emplean una mezcla de monómeros de dimetacrilato alifáticos y/o aromáticos, siendo los más usados el BIS-GMA y el DMU (dimetacrilato de uretano).<sup>13</sup>

El uso del dimetacrilato mejora el entrecruzamiento, lo que aumenta la resistencia y la rigidez del polímero. El monómero de BIS-GMA tiene una viscosidad particularmente alta, por lo que es muy difícil de mezclar y manipular. Por ello, es necesario utilizar monómeros mucho más fluidos, de un peso molecular más bajo, para que diluyan el BIS-GMA o los monómeros similares a él.<sup>1</sup> Estos monómeros diluyentes pueden ser cualquier metacrilato fluido, aunque se emplean normalmente dimetacrilatos como el TEGDMA, el BIS EMA6 y el BIS EMA10 con lo que produce una reducción significativa de la viscosidad cuando ellos se añaden a la resina compuesta base de BIS-GMA.<sup>13</sup>

Los monómeros de dimetacrilato tienen la ventaja de producir un gran entrecruzamiento entre sus cadenas poliméricas. Esto genera una matriz de resina compuesta rígida que es altamente resistente al reblandecimiento y/o degradación por el calor o solventes como el agua y el alcohol.<sup>1</sup>

Las fases orgánicas de las resinas compuestas presentan otros componentes que se le añaden para mejorar y favorecer sus propiedades:

- **Inhibidores:** Estos, son compuestos incluidos para prevenir la polimerización prematura de la resina compuesta. Los componentes más comúnmente utilizados son: 4-metoxifenol (PMP) y el 2, 4, 6 Terciarbutil fenol (BHT) y son generalmente utilizados en cantidades del 0.1%. El inhibidor más utilizado es el BHT, porque puede proporcionar restauraciones con resultados más satisfactorios por tener una estabilidad de color más aceptable.<sup>17</sup>

- **Aceleradores o activadores:** El sistema activador es el que entrega el aporte energético para activar al iniciador y así generar los

radicales libres necesarios, con el fin de iniciar la reacción de polimerización de la matriz orgánica. En el caso de las resinas compuestas fotoactivadas se utiliza una amina alifática o lineal que no se oxida, la cual reacciona con un elemento fotosensible, permitiendo mayor estabilidad de color.<sup>17-21</sup>

- **Iniciadores:** Es el que recibe el aporte energético del activador para luego actúa energizado sobre el monómero y desencadenar la reacción. En las resinas compuestas activadas por luz visible, el componente iniciador es una alfa dicetona como la Camforquinona (CQ), que está presente en una cantidad de entre 0.2% al 0.6% y son utilizadas en combinación de una amina orgánica terciaria no aromática, presente en cantidades de 0.1% o menor. La dicetona absorbe la luz en un rango de 420 a 470 nm, que es la longitud de onda que produce un estado de activación y que al combinarse con la amina orgánica, produce radicales libres que inician la polimerización.<sup>17</sup>

## II. **Fase inorgánica, material de relleno o fase dispersa**

Representado por partículas inorgánicas que se agregan en forma dispersa a la matriz resinosa con el objeto de mejorar sus propiedades físicas y mecánicas. Esta fase inorgánica potencia en gran medida las propiedades de las resinas compuestas, en comparación a los antiguos materiales estéticos.<sup>10</sup> Muchas de las propiedades de las propiedades de las resinas compuestas dentales se han mejorado gracias a un aumento de la carga de relleno (fracción volumétrica), ya que se permite:<sup>1</sup>

- Un refuerzo de la matriz de resina compuesta, que provoca una mayor dureza, resistencia y una disminución del desgaste.
- La reducción de la contracción de polimerización y de la

expansión y contracción térmica.

- Un aumento de la viscosidad y por ello también se mejora en su manipulación (el monómero líquido más el relleno dan lugar a una consistencia pastosa).
- Una disminución en la absorción de agua, menor reblandecimiento y tinción.
- Un aumento de la radiopacidad y sensibilidad diagnóstica gracias a la incorporación de cristales de estroncio (Sr) y bario (Ba) y otros metales pesados que absorben los rayos X.

Algunos de estos avances sólo se pueden lograr si las partículas de relleno están fijadas fuertemente a la matriz.<sup>1</sup>

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

Las partículas de relleno pueden tener forma de fibra, forma esférica, forma irregular y plana, y su tamaño puede variar hasta un máximo de 40µm o incluso 60µm. Sin embargo, actualmente la tendencia es de reducir el tamaño de las partículas de tal manera que el tamaño promedio actual es del orden de 0.4 a 0.8µm.<sup>18, 19</sup> A través de la información obtenida de diversas investigaciones, se recomienda que más del 50% (y hasta 75% o más) del volumen de un composite sea cerámico, para poder emplearlo en zonas de oclusión. Esto representa, por lo general, porcentajes de refuerzo cerámico en volumen superiores al 60% de la masa total.<sup>20</sup>

### III. Agente de acoplamiento o agente de unión

Es evidente que para tener un comportamiento mecánico adecuado del

material, debe haber una buena unión entre la matriz y el relleno, esto es necesario no solo para lograr las mejores propiedades mecánicas sino también para evitar que penetre agua en la interfase matriz-relleno. El agente de acoplamiento cubre el sustrato inorgánico y actúa como elemento de unión química a la matriz orgánica otorgando cohesión al material.<sup>21</sup> Esto permite que la matriz del polímero, que es más flexible, transfiera las tensiones a las partículas de relleno que son más rígidas.<sup>20</sup> Los agentes de acoplamiento más utilizados son los compuestos órgano-silanos, que son moléculas con doble polaridad, es decir, bifuncionales, ya que pueden reaccionar mediante enlaces de tipo covalente con la superficie orgánica y por enlaces iónicos a la superficie inorgánica, de esta manera este órgano-silano une químicamente el relleno a la matriz resinosa.<sup>14</sup> El compuesto más usado para el tratamiento de rellenos en los composites dentales es el gamametacriloxipropil trimetoxilano (MPS).<sup>22</sup>

#### **IV. Modificadores ópticos**

Corresponden a distintos tipos de pigmentos que son utilizados en las resinas compuestas para otorgarles propiedades ópticas (tono y translucidez) similares a la estructura dentaria. Estos pigmentos se obtienen utilizando cantidades minúsculas de partículas de óxidos metálicos.<sup>14</sup>

### **2.2 Clasificación de las resinas compuestas según su relleno.**

Otra gran área de estudio para mejorar las propiedades de las resinas compuestas, fueron los rellenos inorgánicos, tanto en el tipo de relleno, como el tamaño de sus partículas. Lutz y Phillips en 1983 propusieron una clasificación de acuerdo al tamaño de las partículas del relleno, la que fue modificada posteriormenete según los materiales nuevos que aparecieron, así es como existen

seis grupos de resinas compuestas y que se muestran en la tabla 1:

<b>Tipo de Resina Compuesta</b>	<b>Tamaño de la partícula</b>
Macrorrelleno	10-50 $\mu\text{m}$
Microrrelleno	40-50 nm
Híbridas	10-50 $\mu\text{m}$ + 40 nm
Microhíbridas	0,6-1 $\mu\text{m}$ + 40 nm
Nanorrelleno	5-100 nm
Nanohíbridas	0,6-1 $\mu\text{m}$ + 5-100 nm

*Tabla 1. Clasificación de las Resinas compuestas según el tamaño de las partículas de relleno.<sup>23</sup>*

### **2.3 Polimerización de las Resinas compuestas**

Independiente del tipo de partícula de relleno que posean, las resinas compuestas endurecen mediante un proceso de polimerización, el cual puede describirse como “la formación o crecimiento de cadenas a partir de la unión de eslabones”, Estos últimos son los monómeros y la cadena, la molécula de polímero.<sup>24</sup> Cuando las resinas compuestas son fotoactivadas, al retirar la fuente de luz, solamente se ha llevado a cabo alrededor del 60% del proceso de polimerización, continuando entonces la reacción llamada “fase oscura” durante un periodo de varias semanas hasta la polimerización final.<sup>25</sup>

Existen muchos tipos de polimerización y varios sistemas para categorizarlos. Sin embargo, el mecanismo más utilizado de las resinas compuestas es la polimerización de poliadición de tipo radicalica.

#### **- Poliadición Radicalica**

Las moléculas de monómero se activan por efecto de la temperatura, de la luz

o de un catalizador químico, produciendo la rotura de dobles enlaces y permitiendo las uniones entre los meros para formar las cadenas poliméricas. La polimerización termina cuando esta posibilidad queda inhibida o cancelada, lo que sucede cuando se combinan dos cadenas con electrones libres o se produce la reacción con radicales libres finalizadores que provienen de catalizadores o de impurezas.<sup>17</sup>

Este proceso de polimerización por adición se realiza en varias etapas individualizables:<sup>17</sup>

- 1. Etapa de Inducción:** En esta etapa se produce la activación del iniciador de la reacción, para generar radicales libres. Esto se puede lograr mediante la acción del agente activador, que puede ser un elemento químico, la temperatura o una radiación electromagnética. Estos activadores van a entregar la energía necesaria para dar lugar a radicales libres que obligan al desdoblamiento del doble enlace del iniciador generando así radicales libres.<sup>26</sup>

De acuerdo a lo anterior, la generación de radicales libres de una resina compuesta puede llevarse a cabo a través de cuatro formas diferentes:

- Calor: En los sistemas activados por calor, donde un iniciador, a base de peróxido de benzoilo se activa al ser expuesto al calor para formar radicales libres.<sup>27</sup>
- Química (autopolimerización): En los sistemas activados químicamente, la resina compuesta viene en una presentación de dos pastas, una con un acelerador y la otra con un iniciador.<sup>17</sup> El acelerador (amina terciaria) actúa como donador de electrones, se utiliza para activar al iniciador (peróxido de benzoilo) generando radicales libres.<sup>27</sup>

- Por Luz Visible: Estos materiales requieren del uso de un dispositivo que emita un rango de luz adecuado para fotoactivar la resina compuesta, el que puede ser logrado mediante luz halógena o luz emitida por diodos, que generan la producción de luz visible en un rango de 400–500nm de longitud de onda (depende de un sistema de filtrado para definir su rango exacto).<sup>27</sup> La luz emitida desde estas lámparas excita a una dicetona (fotoiniciador) que en las resinas compuestas actuales corresponde a una Camforquinona (está presente en un 0.03% a 0.1%) la que interactúa con una amina alifática (como la N,N-dimetilaminoetil metacrilato) dando inicio a la formación de radicales libres.<sup>13,17, 28</sup>

- 2. Etapa de Iniciación:** El proceso de iniciación de la polimerización es provocada por la acción del iniciador sobre los grupos no saturados de los monómeros.<sup>27</sup>
- 3. Etapa de propagación:** Es la etapa donde se produce el curado de la resina compuesta (crecimiento de la cadena de un modo espontáneo), la cual se inicia entre los 5 y 15 segundos después de la exposición de luz.<sup>26, 29</sup>
- 4. Etapa de Terminación:** Esta etapa se puede producir de varias maneras, ya sea por la terminación por acoplamiento directo de cadenas o aniquilación donde dos moléculas próximas intercambian sus valencias libres y quedan así saturadas y sin posibilidad de seguir creciendo. En el segundo caso, de transferencia de hidrógeno, se produce el pasaje de un átomo de hidrógeno de una molécula a otra. Una de las cadenas queda así saturada e imposibilitada de continuar polimerizando. La otra permanece con una doble ligadura y puede en algún momento reanudar el proceso si se le brinda la energía

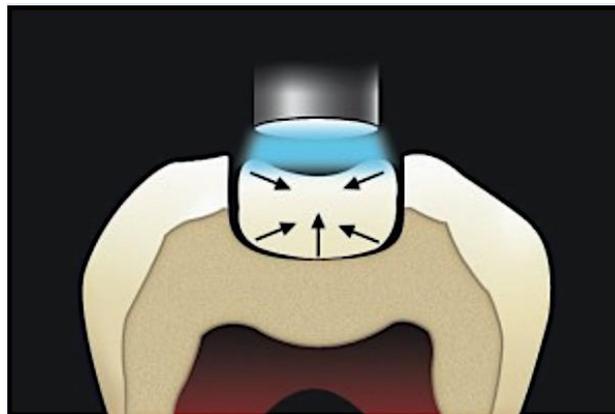
necesaria.<sup>26</sup>

La completa polimerización del material está determinada por el grado de conversión de monómero a polímero. Hay una serie de factores de los que depende el grado de conversión del material al ser fotoactivado (Tabla 2):

<b>Factores</b>	<b>Repercusión clínica</b>
Tiempo de activación	Depende de: Color del composite, potencia de la lámpara, profundidad de la cavidad, espesor de la capa, estructuras dentales interpuestas, cantidad de relleno del composite.
Color del composite	Los tonos más oscuros requieren mayor tiempo de polimerización (60 segundos a profundidad máxima de 0,5mm).
Temperatura	El composite a temperatura ambiente polimeriza en menos tiempo y con mayor rapidez.
Espesor de la capa de composite	Se recomienda no polimerizar capas mayores de 2 mm de espesor.
Tipo de relleno	Los composites microfinos polimerizan peor que los de mayor carga.
Distancia entre foco de luz y composite	Distancia óptima: <1 mm, con la luz perpendicular al material.
Calidad del foco de iluminación	Longitud de onda entre 400 y 500 nm. La intensidad de la luz debe ser igual o mayor de 600 mW/cm <sup>2</sup> para asegurar un mínimo de 400 en el primer incremento de composite en cavidades posteriores.

*Tabla 2. Factores que influyen en la reacción de polimerización de las resinas compuestas.*<sup>15</sup>

Cuando se logra transformar un monómero en polímero se obtiene un material orgánico sintético o polímero, pero, simultáneamente, es posible detectar dos fenómenos colaterales que es preciso tener en cuenta. Uno de ellos es la exotermia, ya que se produce un cambio de un ordenamiento de mayor energía a uno de menor energía debido a que los monómeros tienen mayor energía que el polímero, esta diferencia energética se traduce en la liberación de calor.<sup>21, 30</sup> El otro fenómeno intrínseco asociado al uso de estos materiales, es la contracción de polimerización el cual es uno de los principales inconvenientes de las resinas compuestas. Esta contracción no puede ser evitada pero si compensada y/o contrarrestada.<sup>3</sup> Este fenómeno es descrito por Baush como “la consecuencia del reordenamiento molecular en un espacio menor al requerido en la fase líquida”, debido a que en el estado inicial las unidades de monómero están separadas entre sí por distancias de entre 0,3 a 0,4 nm, las cuales corresponden a fuerzas de Van der Waals (distancia de unión química secundaria), mientras que en el polímero final las unidades de monómero están a distancias de enlace covalente (uniones químicas primarias) siendo estas de 0,15 nm, resultando así en la contracción, por el acortamiento de cadenas poliméricas. Esto hace que la matriz, finalmente, tenga un volumen menor del que tenían sus componentes al principio (Figura 2).<sup>25, 31, 32, 33</sup>

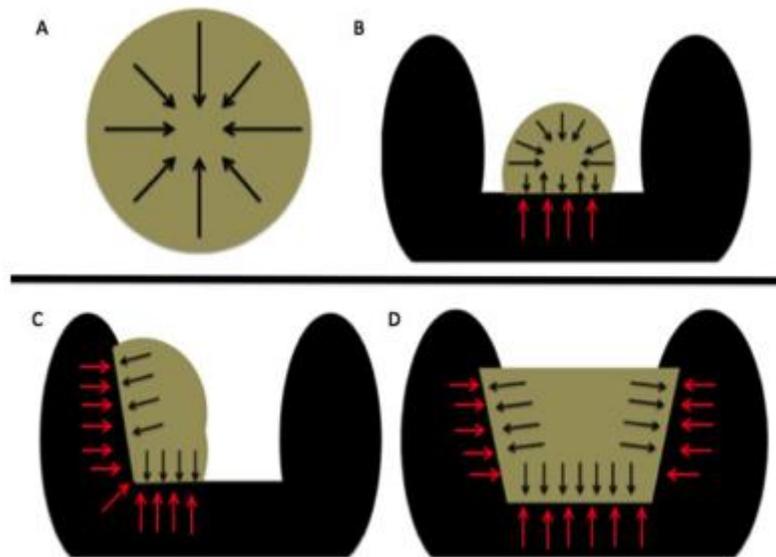


*Figura 2. Esquema de la contracción de polimerización.*

La contracción volumétrica que sufre la resina compuesta durante la polimerización alcanza valores de entre el 1,35 y el 7,1%, dependiendo del tipo de material a utilizar.<sup>9, 15</sup> Esta depende solamente de la matriz orgánica y, dentro de ella, del número de reacciones que se produzcan entre los monómeros, por lo tanto aumenta con el grado de conversión a polímero y disminuye con el aumento del peso molecular (tamaño) de los monómeros tal como se señala en la Tabla 2.<sup>15, 21</sup> Entonces, como regla general, podemos decir que cuanto más bajo sea el peso molecular promedio de la mezcla de monómeros, mayor será el porcentaje de contracción volumétrica. Aumentando la cantidad de relleno inorgánico, menor será el volumen de monómero presente en la resina compuesta con lo que disminuye la contracción de polimerización. A mayor grado de conversión de monómeros a polímero, se producen mayor cantidad en enlaces covalentes se producen, disminuyendo así la distancia entre la moléculas lo que lleva a una mayor contracción de polimerización.<sup>34</sup>

Cuando el material se polimeriza, como se mencionó anteriormente, se va a contraer y los vectores de esta contracción se dirigirán hacia donde le resulte más adhesivo al material. Si esto no se compensa adecuadamente, puede afectar la integridad marginal e inducir la ruptura de la adhesión con la pieza dentaria generando una brecha marginal. Cuando la resina compuesta se encuentra sin contactar la superficie dentaria o cuando se encuentra adherida a sólo una pared, se contraerá hacia si misma, lo que se denomina “contracción libre” (Figura 4A y 4B). De esta manera la contracción y los vectores de contracción (dirección de la contracción) no serán afectados por ningún agente de unión generando una contracción de tipo centrípeta.<sup>8, 33</sup> A su vez cuando el composite se encuentra unido o adherido a dos o más paredes y comienza a sufrir una contracción de tipo centrífuga, generará tensiones o estrés en la articulación adhesiva diente-restauración, a esto se le denomina “contracción restringida o efectiva” (Figura 3C y 3D). La contracción hacia el centro de la masa no será posible, ya que la resina compuesta no puede contraerse o encogerse desde la superficie adherida. Por tanto, el volumen perdido va a ser compensado por la contracción hacia la

superficie adherida.<sup>8, 33</sup>



*Figura 3. Representación gráfica de los tipos de contracción centrípeta/centrífuga que sufre un composite de acuerdo a la articulación con la superficie dentaria y de las tensiones que esta produce.<sup>8</sup>*

Estas tensiones derivadas de la contracción de polimerización, generadas en la interfaz diente-restauración, pueden producir fallas clínicas como deformación o fractura dentaria, y fallas adhesivas entre el diente y la restauración.<sup>33, 34</sup> Todo esto puede resultar en sensibilidad postoperatoria, tinciones marginales y desadaptación, con la consecuente colonización bacteriana y formación de caries secundaria, llevando al fracaso de la restauración.<sup>15, 32</sup>

Ahora bien, la contracción de polimerización ha sido uno de los fenómenos más estudiados en la odontología.<sup>8</sup> Hay varios factores que influyen en las tensiones generadas por la polimerización, entre los cuales se puede mencionar:

- **Módulo de elasticidad de la Resina Compuesta.**

También llamado “Módulo de Young”, el cual representa el grado de rigidez

o elasticidad de un cuerpo. Mientras más alto sea, más rígido será el cuerpo, lo cual se relaciona directamente con la mayor cantidad de relleno.<sup>31</sup>

De acuerdo con la Ley de Hooke el Estrés de Contracción se calcula de la siguiente forma (figura 4):

$$T = e \times E$$

*Figura 4. Fórmula Estrés de Contracción.*

Donde “T” es la tensión generada o estrés, “e” es el esfuerzo o cambio dimensional (contracción) y “E” es el módulo de elasticidad o rigidez. Lo que expresado en términos más simples, es la Fuerza que actúa sobre las superficies adherentes multiplicado por el Módulo de Elasticidad.<sup>33</sup> Este se mide en unidades de presión, dado que la deformación no tiene unidad. La unidad de medición más utilizada es el Mega Pascal.<sup>31</sup> Con esta fórmula podemos deducir, que entre mayor esfuerzo (contracción) y modulo elástico, mayor será la tensión generada.<sup>30</sup>

Por otro lado, las resinas compuestas con altas cargas de relleno reducen la contracción, sin embargo, incrementan el módulo elástico y la rigidez al mismo tiempo. Por lo que, tanto, el módulo de elasticidad como el incremento en la carga de relleno pueden predecir el rango del máximo estrés de contracción. Considerando la correlación entre un alto módulo de elasticidad y un alto estrés de contracción, parece razonable preferir resinas compuestas con bajo módulo elástico.<sup>33</sup>

- **Propiedades viscoelásticas del material.**

En el momento en que se inicia la polimerización se comienza a producir la

contracción. Sin embargo, en la fase pre gel, la reducción volumétrica puede compensarse por la posibilidad que tienen los monómeros de fluir desde las superficies libres hacia las superficies adheridas, liberando las tensiones generadas.<sup>35, 36</sup> El flujo de un composite contribuye mucho a la reducción del estrés (mejor dicho: a impedir su formación) si está situado en configuraciones cavitarias favorables y, en cambio, poco si lo está en las desfavorables.<sup>31</sup>

En virtud de ello, Feilzer et al. en 1987 establecieron el principio de lo que denominaron como “Factor de configuración cavitaria o Factor C”, el cual sería como un predictor del grado de stress generado durante la contracción.<sup>39</sup>

- **Factor C.**

Este factor establece una relación entre superficies de resina compuesta adheridas a paredes cavitarias, respecto de aquellas libres de contacto.<sup>38</sup> Mientras mayor sea la cantidad de superficies libres no adheridas en una preparación mayor será la capacidad de fluir del material favoreciendo a que se genere menor stress durante la contracción o que éste sea liberado.<sup>39</sup>

Para entender el concepto será más fácil mediante una fórmula, que deberíamos tener presente al realizar una obturación con resina compuesta(Figura 5):

$$\text{Factor C} = \frac{\text{Adheridas}}{\text{No Adheridas}}$$

*Figura 5. Fórmula Factor de Configuración Cavitaria.<sup>40</sup>*

Cabe destacar, que el factor C tiene un gran impacto en los resultados de la fuerza de contracción. El diseño de la cavidad determina la capacidad del material restaurativo para contraerse libremente. La superficie libre del material (superficie no adheridas a las paredes cavitarias permite que el material fluya más en la fase pre-gel y por lo tanto menor será el estrés durante y después de la contracción.<sup>40</sup> Esto se resume en que mientras mayor sea el factor C, mayor será el estrés de contracción de la resina compuesta (tabla 3).

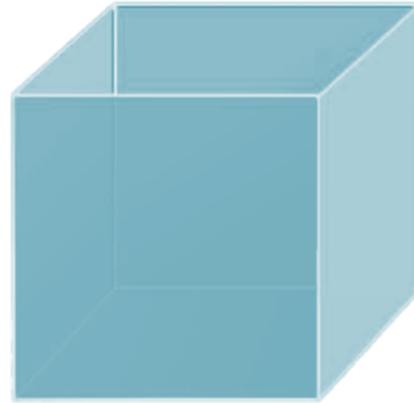
<b>Preparación cavitaria según Black</b>	<b>Factor C</b>
I	5
II	2
III	1
IV	0.5
V	5

*Tabla 3. Preparación Cavitaria según Black y su respectivo Factor C.<sup>40</sup>*

Una restauración clase I presenta cinco superficies las que podría estar adherido el material y solo una superficie libre disponible para compensar la contracción de polimerización (Figura 6). El resultado del factor de configuración sería:  $C = 5$ . Esta configuración puede resultar en un estrés extremadamente alto sobre las interfases adhesivas.

$$C = \frac{5}{1}$$

Adheridas  
No Adheridas



*Figura 6. Cavidad con 5 paredes adheridas y 1 libre.<sup>40</sup>*

En las cavidades Clase IV la situación es completamente opuesta. Como la superficie adhesiva es muy pequeña en relación con la superficie libre y las paredes opuestas no están presentes, esto crea, una situación libre de estrés. La contracción irá directamente hacia el área adherida, es por esto que la adhesión en las restauraciones Clase IV ha probado ser muy exitosa en comparación con otras clases cavitarias. El Factor  $C = 0.5$  disminuye el 71% de stress, en tanto que el Factor  $C = 2$  disminuye el 35% de stress y un Factor  $C = 5$  presenta una reducción insignificante del stress.<sup>40</sup>

Las resinas compuestas necesitan polimerizarse para obtener sus propiedades, cuanto más se polimerizan mejores propiedades consiguen. Pero lamentablemente mientras más se polimerizan, más se contraen. Y cuanto más se contraigan durante la fase post gel, más van a someter a tensión las superficies adheridas. Algunas de las consecuencias de la contracción de polimerización son:<sup>15, 32</sup>

- Formación de brechas marginales.
- Microfiltración a través de una interfase diente-restauración.
- Pigmentación de la interfase.

- Sensibilidad postoperatoria.
- Fragilidad de la estructura dental.
- Microfractura en el diente.
- Caries recidivante.

Para compensar los problemas derivados de la contracción de polimerización, se han buscado diferentes protocolos clínicos entre los que la búsqueda de una adhesión eficaz a esmalte y dentina, y la técnica de restauración, son los que cobran mayor relevancia.

## **2.4 Acondicionamiento Dentario**

Las resinas compuestas no logran tener una adhesión química a la estructura dentaria, por lo que es necesario realizar el acondicionamiento de los tejidos dentarios, para hacerlos más receptivos y así lograr una adhesión a ellos.<sup>41</sup>

En el año 1955 Buonocore logró el primer gran avance y quizá hasta el día de hoy el más importante en las técnicas de adhesión a esmalte, al desarrollar la técnica de “Grabado ácido del Esmalte”, en la cual se le aplicaba ácido ortofosfórico al 85% durante 60 segundos, el cual producía una disolución irregular del esmalte, la que después se lavaba dejando una superficie microporosa. Esta técnica de grabado o preparación de la superficie dental no se perfeccionó hasta que en 1987 Fusayama propuso el grabado ácido de la dentina con ácido ortofosfórico al 37%, aplicándolo directamente tanto al tejido dentinario como adamantino, en la denominada “técnica de grabado ácido total o de hibridación”.<sup>41</sup>

### **- Adhesión a Esmalte**

El esmalte recubre la corona anatómica de las piezas dentales. Es el tejido más mineralizado del cuerpo humano, compuesto por un 96% de hidroxiapatita, 3% de agua y 1% de colágeno. Su unidad estructural son los prismas de esmalte, los que aparentan varillas que se extienden desde el límite amelo-dentinario hasta la superficie externa.<sup>42</sup> El espesor del esmalte varía desde 2 a 2,5 mm a nivel de las cúspides de los molares o borde

incisal de las piezas dentarias anteriores, hasta llegar a cero en la región cervical el diente.<sup>32</sup>

La adhesión a esmalte guarda relación con el grabado ácido de su superficie, que pretende cambiar una superficie suave y lisa a una irregular, la cual duplicará su energía superficial nominal, al aumentar significativamente su superficie de contacto. De esta manera, una resina compuesta fluida de baja viscosidad (adhesivo) puede humectar esta superficie de alta energía y ser arrastrada dentro de las microporosidades formando prolongaciones de adhesivo, conocidas como “tags”, por un mecanismo de tracción capilar. Al polimerizar se obtendrá adhesión de tipo micromecánica y reológica. Para lograr lo anterior, generalmente se utiliza ácido ortofosfórico en concentraciones que varían entre el 35% y el 40%, durante un tiempo que puede llegar hasta 20 segundos según sea el caso clínico a tratar.<sup>32, 43</sup>

#### - **Adhesión a Dentina**

La dentina es el tejido más abundante de la pieza dentaria, y está constituida por la matriz dentinaria calcificada y por las prolongaciones odontoblásticas. La dentina presenta aproximadamente un 70% de materia inorgánica (cristales de hidroxiapatita, fosfatos cálcicos y sales minerales), un 18% de materia orgánica (colágeno tipo I) y un 12% de agua (variando con la edad del individuo).<sup>32</sup>

La adhesión a la dentina es complicada debido a su compleja histología y a la formación de barro dentinario, el cual corresponde al colágeno e hidroxiapatita dañado y detritus inorgánico que cubren la dentina después de la preparación cavitaria y a la eliminación de la caries con instrumentos rotatorios.<sup>32</sup>

El barro dentinario actúa como una barrera de difusión que disminuye la permeabilidad de la dentina y que algunos consideran que debe ser

removido ya que encuentran a este sustrato como un impedimento para lograr una adecuada técnica adhesiva, postulando que debe ser eliminado, sin perjuicio de lo cual, otros sistemas lo incorporan en la “articulación adhesiva” y solo postulan su modificación.<sup>44</sup> De acuerdo a lo anterior, con la técnica de grabado y lavado se genera una capa de adhesivos que infiltra la estructura dentinaria descalcificada penetrando entremedio de las fibras colágenas, dando origen a la denominada capa híbrida.<sup>32, 42</sup>

Para lograr adhesión con la técnica de grabado y lavado se requiere de los siguientes pasos:

- **Acondicionamiento**

Con el procedimiento de grabado y lavado se produce la eliminación de la capa de barro dentinario y desmineralización la dentina peri e intertubular con ácido ortofosfórico al 37%, dejando así una matriz colágena expuesta sin sustentación mineral debido a la remoción de los cristales de hidroxiapatita.<sup>42,45,46</sup>

- **Imprimación**

Implica la acción de un elemento que contiene monómeros hidrofílicos que impregnan a la dentina húmeda, interdigitándose con la malla de colágeno expuesta, dando así el soporte necesario para evitar su colapso y trabándose micromecánicamente con ellas. Este también efecto es el llamado “Agente Imprimante”. Estos agentes por lo general poseen HEMA, que presenta un grupo hidrofílico, (hidroxi) que les permite infiltrar al sustrato húmedo dentinario y un grupo hidrofóbico (metacrilato) que actúa como agente de enlace con el otro monómero adhesivo, que se coloca a continuación.<sup>42,45,46</sup>

- **Adhesión**

Corresponde al monómero hidrofóbico (resina compuesta sin relleno

que posee monómeros como BIS-GMA, TEGDMA, UDMA) que también compone el sistema adhesivo, la que es llevada por el agente imprimante dentro de las microporosidad y copolimeriza formando una capa entremezclada de colágeno y resina compuesta, conocida como capa híbrida, descrita en 1982 por Nakabayashi y colaboradores. Por otro lado, los “tags” generados por la penetración de ambos tipos de monómeros al interior de los túbulos, también ayudan a la retención micromecánica del material.<sup>42,45,46</sup>

## **2.5 Selección de la Técnica Restauradora.**

La técnica de restauración escogida está ampliamente reconocida como el factor de mayor incidencia en el control de los efectos indeseados de la contracción de polimerización. Se han desarrollado varias técnicas restauradoras para minimizar la cantidad de tensión en la interfase adhesivo-diente, de acuerdo a los fundamentos explicados por el factor C, dentro de las cuales encontramos:<sup>7</sup>

### **- Técnica Incremental**

La técnica incremental se caracteriza por la construcción progresiva de la restauración, agregando pequeños incrementos menores a 2mm de grosor de material en capas sucesivas, los cuales se van fotoactivando de manera consecutiva, con el fin de disminuir la magnitud del efecto de la contracción de polimerización y con ello atenuar la tensión residual entre diente y restauración, mejorando así el sellado marginal de la restauración y reduciendo la posibilidad de filtración marginal. Dentro de lo que se busca obtener con esta técnica, encontramos:<sup>44</sup>

- Permitir el flujo del material durante las fases tempranas de la polimerización.
- Controlar el factor de configuración cavitaria o Factor C.
- Reducir la masa de material a polimerizar y con ello la fuerza de contracción generada.

Como se menciona anteriormente, el uso de la técnica incremental, además de considerar el efecto del factor C, también busca generar una disminución del efecto de la contracción y producir una liberación de las tensiones residuales en el material, para así optimizar la integridad marginal de la restauración.<sup>44</sup>

Otra manera de lograr este objetivo es utilizar bases o forros cavitarios de bajo módulo elástico, las cuales, debajo de restauraciones de resinas compuestas, reducen las tensiones en las paredes cavitarias, durante el proceso de polimerización.<sup>7</sup>

Existen diversas formas de realizar la técnica incremental, entre las cuales podemos mencionar las siguientes:

- **Técnica Horizontal:** En ella, se incorporan incrementos en sentido vestíbulo palatino/lingual a lo largo de toda la preparación cavitaria, hasta llenar la preparación biológica. Su desventaja es que aumenta el Factor C por la cantidad de paredes adheridas en relación a las paredes libres y por consiguiente, aumenta la tensión generada por la contracción de polimerización.<sup>8, 47</sup>
- **Técnica por Cúspides:** Consiste en aplicar incrementos que permiten ir reconstruyendo cada cúspide en forma separada hasta completar la restauración.<sup>44</sup>
- **Técnica Oblicua:** Consiste en la incorporación de incrementos triangulares u oblicuos en las paredes de la cavidad, los que son fotoactivados ya sea de forma directa o inicialmente a través de las paredes cavitarias y luego desde la superficie oclusal de forma directa, para así direccionar el vector de contracción hacia la superficie adhesiva. Esta técnica ayuda a prevenir la distorsión de las paredes de

la cavidad y reduce el Factor C, permitiendo un flujo mayor de la resina compuesta y por ende una reducción de la tensión generada por la contracción de polimerización.<sup>8, 44</sup>



*Figura 7. Técnica de restauración oblicua*<sup>47</sup>

Desde hace ya bastante tiempo, la técnica más utilizada ha sido la técnica oblicua, sin embargo, en la actualidad se postula que la técnica horizontal daría el mismo resultado de sellado marginal y con la ventaja de ser una técnica más sencilla, requiriendo un menor tiempo clínico y presentando una mayor facilidad en el actuar del clínico.<sup>44</sup>

#### **Ventajas de la Técnica Incremental**

- Permite la adecuada penetración de la luz dentro de la resina compuesta y con ello una polimerización más homogénea del material.
- Reduce el efecto negativo de la contracción de polimerización propio de las resinas compuestas.
- Disminuye el factor de configuración cavitaria (Factor C).<sup>9</sup>

#### **Desventajas de la Técnica Incremental**

- Se trata de una técnica de alta complejidad y requiere de un extenso tiempo de trabajo clínico para llevarla a cabo con eficacia.
- Durante la construcción de la restauración, se pueden incorporar vacíos o burbujas a la masa del material entre cada uno de los incrementos.

- Puede presentar falta de unión entre incrementos por contaminación entre ellos.
- Resulta muy compleja de aplicar en algunos tipos de preparaciones.<sup>9</sup>

En virtud de ello, se buscó una forma de simplificar el procedimiento y al mismo tiempo optimizar los resultados lo que llevó al desarrollo de nuevos materiales restauradores que permitan realizar al procedimiento clínico en un solo incremento.

- **Técnica Monoincremental o Monobloque**

Como se señaló, en respuesta a las dificultades antes mencionadas, en el último tiempo ha aparecido una nueva generación de resinas compuestas, denominadas como monoincrementales o “Bulk-Fill”. Este término ha sido utilizado por los fabricantes para referirse a resinas compuestas que se podrían aplicar en un incremento de hasta 4 o 5 mm, mediante una técnica de monobloque o una capa (Figura 8).<sup>47</sup>



*Figura 8. Técnica de restauración Monobloque.<sup>47</sup>*

Si bien estos materiales presentan una contracción de alrededor de 1.6%, los fabricantes refieren que estas resinas compuestas poseen:<sup>9</sup>

- Mayor elasticidad, de tal forma que al liberar más fácilmente las tensiones, el efecto de la contracción no afectaría la adaptación marginal.

- Mayor translucidez en el material, lo que permitiría 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.
- Aplicación de menos capas y reducir los tiempos clínicos sin ir en desmedro de las propiedades físicas y mecánicas de la restauración.

Por otro lado, la flexión cuspídea resultante al restaurar con resina compuesta usando técnica de monobloque sería significativamente menor al compararla con las resinas compuestas convencionales usando técnica incremental.<sup>47</sup>

En virtud de lo anterior, los últimos años se han ido desarrollando diferentes sistemas monoincrementales en diversas presentaciones, ya sea como resinas compuestas fluidas o como consistencias normales y moldeables, cada una con técnicas de manipulación específicas.<sup>9</sup>

## 2.6 Resinas Compuestas utilizadas en el estudio

### I. Tetric N Ceram Bulk Fill (Vivadent) monoincremental

Es una resina compuesta de relleno inorgánico nanohíbrido, pero que dada su translucidez, está indicada solo para restauraciones de dientes posteriores (Figura 9). La matriz monomérica está compuesta por dimetacrilatos (19-21% en peso). El contenido total de relleno inorgánico es 75-77% en peso o 53-55% en volumen.<sup>48</sup>



*Figura 9. Resina compuesta monobloque Tetric N-Ceram Bulk Fill.*

Este material puede ser aplicado en incrementos de hasta 4 mm. de espesor y se encuentra disponible en 3 colores. El tiempo de fotoactivación recomendado por el fabricante es:

<b>Intensidad de Luz</b>	<b>Tiempo de Exposición</b>
$\geq 500 \text{ mW/cm}^2$	20 s
$\geq 1000 \text{ mW/cm}^2$	10 s

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®. Es decir, el material monoincremental, tendría Ivocerina y Canforquinona, lo que le permitiría 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%) motivo por el cual no están indicados para restauraciones de dientes anteriores.<sup>9, 48</sup>

### **Indicaciones**

- Restauraciones de dientes deciduos.
- Restauraciones de molares y premolares.
- Restauraciones Clase V.
- Reconstrucción de muñones.
- Sellado de fisuras profundas en molares y premolares.

### **Contraindicaciones**

- Cuando no es posible establecer un campo de trabajo seco o no se puede aplicar la técnica prescrita.
- Cuando se sabe que el paciente es alérgico a alguno de los componentes.

## II. Tetric N Ceram (Vivadent) convencional

Tetric N-Ceram es una resina compuesta modelable, fotoactivada y radiopaca nanohíbrida desarrollada para los procedimientos restauradores directos (Figura 10) y de aplicación universal, es decir, indicada para restaurar los dientes en la región anterior y posterior. Su matriz se compone de dimetacrilatos (19-20% en peso). Los rellenos contienen vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, óxidos mixtos y copolímeros (80-81% en peso). Otros componentes son aditivos, catalizadores y pigmentos (<1% en peso). El contenido total de rellenos inorgánicos es de 55-57% en volumen. El tamaño de partículas de los rellenos inorgánicos está entre 40 nm y 3000 nm.<sup>49, 50</sup>



*Figura 10. Resina compuesta incremental Tetric N-Ceram.*

Su tecnología de relleno nano-optimizado es el responsable de su baja contracción y estrés de contracción, alto nivel de radiopacidad, bajo desgaste y pulido rápido y de alto brillo. Está disponible en 16 tonos (10 de esmalte, 2 dentinas, 1 incisal y 3 colores bleach). Es posible su fotoactivación en sólo 10 segundos ( $\geq 1,100$  mW/cm<sup>2</sup> por incremento de capas), por lo que se debería aplicar Tetric N-Ceram en capas de máx 2 mm ó 1.5 mm (color Dentina) y modelar/adaptar el material a las paredes de la cavidad utilizando un instrumental apropiado.<sup>49, 50</sup>

### **Indicaciones**

- Restauraciones Clase I-V.
- Restauraciones de dientes deciduos.

- Sellados de fisuras amplios.
- Carillas directas.
- Inmovilización de dientes con movilidad.
- Refuerzo de socavaduras.
- Reparación de carillas de composite y cerámica.

### **Contraindicaciones**

- Si no se puede aislar el campo de trabajo o no se puede aplicar la técnica estipulada.
- Si el paciente presenta alergia conocida a cualquiera de los componentes.

### **III. Xtra Fill (VOCO) monoincremental**

Es un composite híbrido fotoactivado, altamente radiopaco, diseñado específicamente para uso en el sector posterior (Figura 11). La combinación de una nueva tecnología de relleno multihíbrida con un sistema iniciador innovador crea un material de restauración que exhibe mínima contracción de polimerización y una excelente profundidad de curado. Puede ser fotoactivado en incrementos de hasta 4 mm durante 10 segundos, cuando se empleen lámparas con 800 ó más  $mW/cm^2$  de potencia y 20 segundos cuando se empleen lámparas de 500 a 800  $mW/cm^2$ . Se activa con luz halógena o LED en el espectro azul y está disponible en prácticas jeringas o en cápsulas para aplicación directa.<sup>51,</sup>

52



*Figura 11. Resina compuesta monoincremental X-tra Fil.*

Genera tensiones de polimerización reducidas para asegurar restauraciones con márgenes íntegros. Las propiedades físicas y la alta resistencia a la abrasión son lo suficientemente elevadas para restauraciones que soporten cargas oclusales. Contiene un 86% de relleno inorgánico en peso, en una matriz de metacrilatos (BIS-GMA, UDMA, TEGDMA).<sup>51, 52</sup>

### **Indicaciones**

- Restauraciones posteriores clases I y II.
- Material para muñones.

### **Ventajas**

- Profundidad de curado 4 mm.
- Tiempo de curado de 10 segundos.
- Color universal.
- Duradero y económico.
- Tiempo de trabajo reducido.
- Fácil uso.
- Excelentes propiedades físicas.

## **IV. Polofil NHT (VOCO) convencional**

Es un composite nanohíbrido fotoactivado, radiopaco, altamente relleno y basado en metacrilatos BIS-GMA, TEGDMA y UDMA (*Figura 12*). Presenta un contenido de relleno de más del 83% en peso, se puede usar de forma universal para restauraciones estéticas anteriores y posteriores de todos los tipos de cavidades. Asimismo, el altísimo contenido de relleno permite que presente una superficie excepcionalmente dura, una gran resistencia a la compresión y la flexión, más una elevada resistencia a la abrasión. Está disponible en 5 colores.<sup>53, 54</sup>



*Figura 12. Resina compuesta incremental Polofil NHT.*

Aplicar y polimerizar las obturaciones con capas de espesor no mayor a 2 mm.

Para la fotoactivación del material la potencia de la luz no debería descender los  $500 \text{ mW/cm}^2$ . Los tiempos de activación por capa deben ser por lo menos 20 segundos. Un curado insuficiente puede causar decoloración del material, pérdida de estabilidad de la restauración de composite y molestias.<sup>53, 54</sup>

### **Indicaciones**

- Obturaciones de la clase I a V.
- Reconstrucción de dientes anteriores traumáticamente deteriorados.
- Revestimiento de dientes descoloridos en el sector anterior.
- Correcciones de forma o color por razones estéticas.
- Bloqueo y ferulización de dientes móviles.
- Reparaciones de carillas.
- Obturaciones de dientes temporales.
- Reconstrucciones de muñones para coronas.
- Inlays de composite.

### **Ventajas**

- Gran cantidad de relleno ( $> 83\% \text{ p/p}$ ).
- Propiedades físicas superiores.
- Comportamiento térmico semejante al del diente.
- Contracción mínima ( $< 1,8\%$ ).

- No se adhiere al instrumental.
- Consistencia adaptable / fácil de modelar.
- Restauraciones de gran calidad estética.
- Muy buena estabilidad del color.

#### V. **Filtek Bulk Fill (3M/ESPE) monoincremental**

Es un material restaurador compuesto de nanopartículas activadas por luz, optimizado para la realización de restauraciones posteriores más simples y más rápidas (Figura 13). Este material ofrece una excelente resistencia y bajo desgaste, para una mayor durabilidad. Los tonos son semi-transparente y permiten hasta 5 mm de profundidad de fotocurado en 3 tiempos de 10 segundos cada uno (cara oclusal, cara lingual/palatina y cara vestibular). Presenta una excelente mantención del pulido, es adecuado para restauraciones anteriores que requieren un tono semi-transparente. Todos los tonos son radiopacos y las cápsulas monodosis o jeringas de resina compuesta están disponibles en 5 colores.<sup>55</sup>



*Figura 13. Resina compuesta monoincremental Filtek Bulk Fill.*

Este material es una combinación de partículas de sílice de 20 nm, partículas de óxido de zirconio de 4-11 nm. La carga de relleno inorgánico es de aproximadamente 76,5% en peso (58,4% en volumen), además contiene una matriz de metacrilatos de AUDMA, UDMA y 12-dodecano-DMA.<sup>48</sup> El metacrilato aromático y alto peso molecular AUDMA disminuye la cantidad de grupo reactivos en la resina compuesta. Esto ayuda a la moderación de la contracción volumétrica,

así como la rigidez de la matriz polimérica, que son los factores que contribuyen al desarrollo del estrés de polimerización.<sup>55</sup>

El segundo metacrilato representa una clase de compuestos llamados monómeros por adición/fragmentación (AFM). Los AFM contienen un sitio con un tercer reactivo que se desintegra a través de un proceso de fragmentación durante la polimerización. Este proceso da lugar a un mecanismo para la relajación de la cadena de desarrollo y la subsecuente disminución del estrés. De esta manera es posible aminorar el estrés.<sup>56</sup>

### **Indicaciones**

- Restauraciones directas anteriores y posteriores (incluyendo superficies oclusales).
- Base bajo restauraciones directas.
- Reconstrucción de Muñones.
- Restauraciones indirectas incluyendo inlays, onlays y carillas.
- Restauraciones de dientes de leche.
- Sellado fisura en molares y premolares.
- Reparación de defectos en las restauraciones de porcelana, esmalte y temporales.

### **VI. Filtek Z350 (3M/ESPE) convencional**

Esta es una resina compuesta fotoactivada, diseñada para ser utilizada en restauraciones anteriores y posteriores. Presenta un relleno patentado llamado “nano-clúster” para ofrecer una mejor retención del pulido en los colores para las opacidades dentina, cuerpo, esmalte y translúcidos. Esta tecnología permite que la resina compuesta retenga de una manera significativamente mejor el pulido, conservando sus propiedades físicas. Para un incremento de 1.5 a 2mm tiempo de activación para la capa de esmalte es de 20 segundo y para dentina de 30 segundos.<sup>57</sup>



Figura 14. Resina compuesta incremental Filtek Z350 XT.

### **Indicaciones**

- Restauraciones directas en anteriores y posteriores.
- Fabricación de núcleos.
- Ferulizaciones.
- Restauraciones indirectas incluyendo inlays, onlays y carillas.
- Restauraciones Clase I, II, III, IV y V.
- Reconstrucción de Cúspides.

### **Ventajas**

- Mayor disponibilidad de tonos.
- Puede ser usado para dientes anteriores y posteriores.
- Opacidades dentina, cuerpo, esmalte y translúcidos para técnica estratificada.
- Tonos Blancos para dientes con blanqueamiento.
- El 100% del tamaño del relleno es Nanométrico (10 a 20 nm).
- Pulido y brillo duradero y menor desgaste.

## **VII. Aura Bulk Fill (SDI) monoincremental**

Es un sistema restaurativo radiopaco y fotocactivado con relleno nanohíbrido. composite de alta resistencia y alta estética (Figura 15 y 16). Al adoptar un enfoque sistemático y científico para la disposición de tonos y colores de esmalte y dentina natural, ofrece un excelente manejo, moldeabilidad y fácil pulido. Se puede fotocurar a un máximo de 6 mm en 20 segundos con una lámpara LED de fotocurado ó realizar 2 tiempos de 20 segundos con el uso de una lámpara halógena de

fotocurado. Está disponible en jeringa de 4g y cápsula unidosis de 0,25 g.<sup>58</sup>



*Figura 15. Resina compuesta incremental Aura de Dentina.*



*Figura 16. Resina compuesta incremental Aura de Esmalte.*

### **Indicaciones**

- Restauraciones en dientes posteriores.
- Incrustaciones.
- Reconstrucción de muñones.

### **Contraindicaciones**

- Protector pulpar
- No usarlo en conjunto con algún material que contenga eugenol.
- En personas que padezcan alergia a los acrílicos.

### **VIII. ICE (SDI) convencional**

Combinando la tecnología de nanohíbrido y micro partículas de relleno, junto con una manipulación no pegajosa, radiopaco, fotocurable y de baja contracción, el composite ICE ofrece pulido y resistencia para restauraciones anteriores y posteriores, en una escala sin precedentes (Figura 17). Está compuesta en un 22.5% de su peso (39% vol.) por

éster metacrílico multifuncional y en un 77.5% de peso (61% vol.) de relleno inorgánico (40 nm – 1.5 micrones).<sup>59</sup>



*Figura 17. Resina compuesta incremental ICE.*

### **Indicaciones**

- Restauraciones directas anteriores, posteriores y veneers.
- Reconstrucción de muñones.
- Inlays, onlays y veneers indirectas.
- Ferulizaciones.
- Reparación de composites y porcelana.

### **Contraindicaciones**

- Recubrimiento pulpar.
- El producto puede causar irritaciones en algunas personas.
- No lo use en conjunto con otros materiales que contengan eugenol.

Las resinas compuestas monoincrementales dicen que al ser aplicadas de una sola capa de mayor profundidad esto no iría en desmedro de las propiedades físicas y mecánicas de la restauración, incluso a pesar de que los fabricantes indican un menor tiempo de fotoactivación respecto a las incrementales. Sin embargo, la técnica incremental asegura que cada incremento se polimeriza adecuadamente al ser un incremento de menor volumen, lo que plantea el cuestionamiento de si la resina compuesta monoincremental se logrará polimerizar correctamente con tan corto tiempo de exposición a la luz, y por lo mismo, tendrá el mismo grado polimerización suficiente para lograr la resistencia mecánica adecuada para sus requerimientos funcionales en boca. En virtud de eso, el

propósito de este estudio comparativo *in vitro* fue determinar si existen diferencias en cuanto al grado de resistencia compresiva y dureza superficial de polimerización de entre las resinas compuestas monoincrementales y las resinas compuestas convencionales de uso incremental, y comparar el grado de resistencia compresiva y de dureza superficial de un cilindro realizado con el sistema monoincremental versus el sistema incremental de las diferentes marcas mediante pruebas de dureza y resistencia compresiva aplicadas a cada material.

## **HIPÓTESIS**

No existen diferencias en cuanto al grado de resistencia mecánica y de polimerización de entre las resinas compuestas monoincrementales y las resinas compuestas convencionales de uso incremental.

## **OBJETIVO GENERAL**

Determinar si existen diferencias en el grado de resistencia mecánica y de polimerización de las resinas compuestas monoincrementales en comparación con las resinas compuestas de uso incrementales convencional.

## **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

1. Determinar el grado de dureza superficial de diferentes tipos de resinas compuestas monoincrementales y de sus homólogos de uso incremental convencional.
2. Determinar el grado de resistencia mecánica de diferentes tipos de resinas compuestas monoincrementales y de sus homólogos de uso incremental convencional, tanto en la superficie superior o externa como en su base inferior.
3. Analizar comparativamente los resultados obtenidos en las pruebas de resistencia a la compresión a y dureza superficial.

## MATERIALES Y MÉTODOS

La obtención de datos se llevó a cabo mediante un estudio experimental comparativo in vitro para determinar el grado de resistencia mecánica y la dureza superficial de cada uno de los materiales a evaluar.

### 1. Muestra

Para la prueba de dureza superficial se confeccionaron 5 cilindros de cada resina compuesta según técnica (incremental o monoincremental) y marca, dando un total de 40 cilindros para esta prueba. Para la prueba de resistencia a la compresión se confeccionaron 20 cilindros de cada resina compuesta según la técnica a utilizar y la marca, dando un total de 160 cilindros para esta prueba. El diámetro de cada cilindro fue de 4 mm de diámetro y de 4 mm o 5 mm de altura según las indicaciones del fabricante.

Para la confección de los cilindros se utilizaron las siguientes resinas compuestas:

- Tetric N Ceram Bulk Fill<sup>®</sup> (Vivadent, ALiechtenstein)
- Tetric N Ceram<sup>®</sup> (Vivadent, Liechtenstein)
- Xtra Fill<sup>®</sup> (VOCO, Alemania, Cuxhaven)
- Polofil NHT<sup>®</sup> (VOCO, Alemania, Cuxhaven))
- Filtek Bulk Fill<sup>®</sup> (3M/ESPE, EEUU, Maplewood)
- Filtek Z350<sup>®</sup> (3M/ESPE, EEUU, Maplewood)
- Aura<sup>®</sup> (SDI, Australia, Bayswater)
- ICE<sup>®</sup> (SDI, Australia, Bayswater)

## 2. Procedimiento

### 2.1. Pruebas de resistencia mecánica

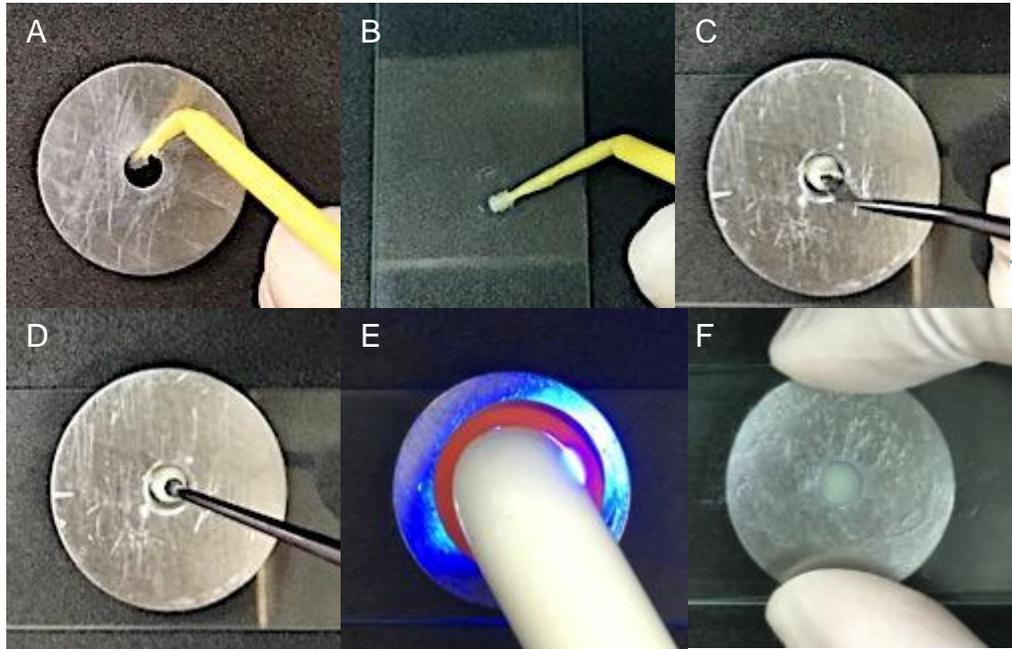
#### 2.1.1 Resistencia a la compresión

Para este estudio, se confeccionaron 20 cilindros de cada material monoincremental y de cada material convencional, de una dimensión de 4mm de diámetro y 5 mm o 4 mm de alto de manera de respetar los volúmenes establecidos por los fabricantes. Para ello se utilizó una matriz metálica (Figura 18) fabricada con las medidas previamente mencionadas (debidamente rectificadas y calibradas para este efecto). Cada material fue manipulado de acuerdo a las indicaciones del Fabricante.



*Figura 18. Matriz metálica calibrada*

Una vez confeccionada la matriz, se aisló con un material a base de silicona y se aplicó la resina compuesta monoincremental correspondiente en un solo incremento, para luego, utilizando una espátula para resina compuesta TNCIGFT1 (Hu-Friedy, EEUU, Chicago) compactarla para que no quedaran burbujas, luego de lo cual se enrasó en la superficie colocando un porta objetos sobre la matriz con la resina compuesta (Figura 19).



*Figura 19. Confección del cilindro de Resina compuesta. Fig 19A. Matriz aislada con silicona. Fig 19B. Porta objeto aislado con silicona. Fig 19C. Aplicación de RC Fig 19D. Compactación de RC. Fig. 19E. Polimerización. Fig. 19F. Cilindro terminado.*

Posteriormente, se fotoactivó el material por el tiempo indicado por cada fabricante (tabla 4), con una lámpara LED (Radii plus/SDI, Australia, Bayswater) con una potencia de salida de 1500 mw/cm<sup>2</sup> calibrada con un radiómetro BTM-2000 (FVE, Taiwan). En el caso de los materiales convencionales, se aplicó sobre la misma matriz metálica, incrementos no superiores a 2 mm, que fueron fotoactivados por 20 segundos cada uno.

Cabe señalar que los materiales monoincrementales utilizados, no polimerizaron en su base con los tiempos establecidos por el fabricante (a excepción de Xtra Fil de Voco y Filtek BulkFill de 3M), por lo que se tuvo que aumentar el tiempo de fotoactivación.

Resina Compuesta	Incrementos (mm)	Polimerización (tiempo)
Tetric N Ceram Bulk Fill <sup>®</sup>	4mm	60 seg
Tetric N Ceram <sup>®</sup>	2mm – 2mm	20 seg c/u
Xtra Fill <sup>®</sup>	4mm	10 seg
Polfil <sup>®</sup>	2mm – 2mm	20 seg c/u
Filtek Bulk Fill <sup>®</sup>	5mm	40 seg
Filtek Z350 <sup>®</sup>	2mm - 2mm - 1mm	20 seg c/u
Aura Bulk Fill <sup>®</sup>	4mm	60 seg
ICE <sup>®</sup>	2mm - 2mm	20 seg c/u

*Tabla 4. Resinas compuestas con sus respectivos incrementos y tiempo de polimerización.*

Una vez confeccionados y codificados, todos los cilindros fueron mantenidos en una estufa Daihan (Labtech, India, Alwar) a 37°C y 100% de humedad relativa por 48 horas (Figura 20).



*Figura 20. Estufa Daihan*

Transcurrido este tiempo, los cilindros fueron testeados bajo compresión, en una máquina de ensayo universal H5K-S (Tinius Olsen, Noruega, Buskerud), la cual fue configurada con una fuerza de carga de 5kN y una

velocidad de cabezal de 1cm/min (Figura 21).<sup>8</sup> Estos cilindros fueron sometidos a carga hasta su fractura y los valores obtenidos de resistencia máxima se transformaron a megapascales (Mpa), para luego ser tabulados y analizados estadísticamente para evaluar si los valores obtenidos para cada material en estudio tenían o no diferencias significativas entre ellos.



*Fig. 21. Pruebas de resistencia compresiva. Fig. 21A. Máquina de ensayo universal Tinius Olsen H5K-S. Fig. 21B. Cilindro sometido a fractura con una fuerza de carga de 5kN y una velocidad de cabezal de 1cm/min.<sup>8</sup>*

### 2.1.2 Dureza superficial

Para el estudio de dureza superficial, se confeccionaron 5 cilindros de una dimensión de 4 mm de diámetro y 5mm o 4 mm de alto (Según el material a evaluar, siguiendo las indicaciones del Fabricante), para lo cual se utilizó una matriz metálica calibrada. Sobre esta matriz se confeccionaron cilindros de cada material monoincremental y convencional de su propia marca, siguiendo el mismo procedimiento relatado anteriormente, los que luego fueron testeados y analizados comparativamente entre sí.

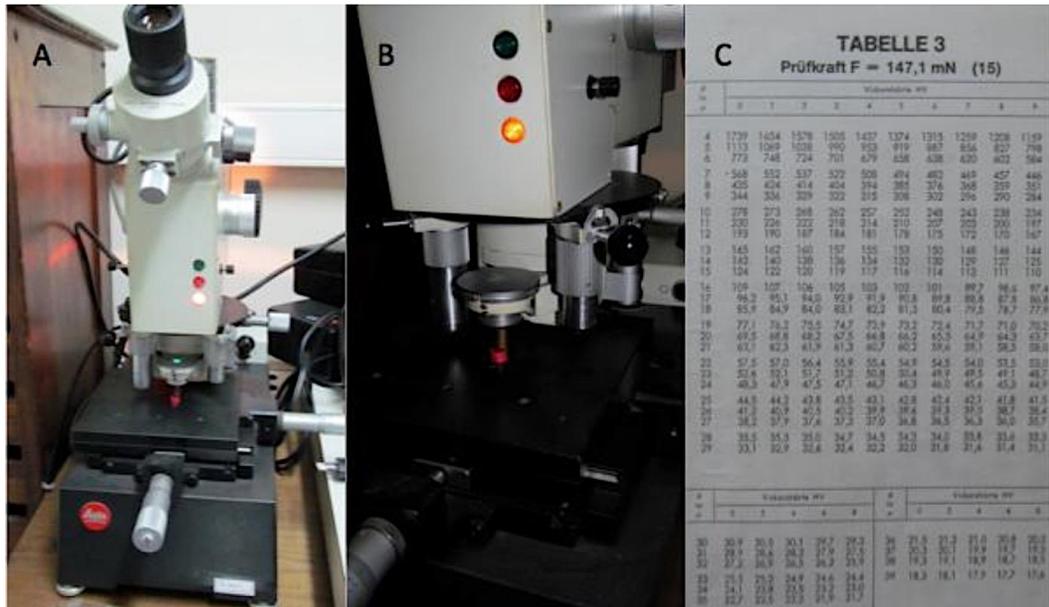


Fig. 22. Pruebas de dureza superficial. Fig. 22A y 22B. Medidor de microdureza superficial Leitz realizando punciones con una carga de 15P/147 mN sobre muestra de resina compuesta. Fig. 22C Tabla entregada por de conversión para transformar las medidas de las indentaciones realizadas en la superficie del material, al nivel de microdureza vickers.<sup>8</sup>

Una vez confeccionados y codificados los cilindros, fueron mantenidos en una estufa (modelo Daihan, marca Labtech, hecha en India) a 37°C y 100% de humedad relativa por 48 horas para luego ser sometidos al test de microdureza superficial Vickers.

Para realizar las mediciones, se realizaron 2 punciones con una carga de 15P/147 mN tanto en la superficie externa superior como en la base de cada cilindro, las cuales ser analizaron en el microscopio incorporado en el escleroscopio Miniload 2 (Leitz, Wetzlar, Alemania) para determinar las dimensiones de las indentaciones y convertirlas al valor de dureza mediante una tabla entregada por el fabricante de la máquina. Los valores obtenidos de la superficie externa superior fueron contrastados con los valores

obtenidos en la base de cada cilindro y se estableció la relación porcentual existente entre ambas superficies, para determinar si existían diferencias en el grado de dureza entre ambas superficies. De acuerdo a lo establecido en la norma Internacional ISO 4049,<sup>60</sup> para tener un resultado satisfactorio, el valor promedio total obtenido en la base deberá ser al menos un 80% de la dureza superficial obtenida en la superficie externa superior. Los valores obtenidos fueron tabulados y analizados estadísticamente, para determinar si existían diferencias estadísticamente significativas.

## RESULTADOS

### Dureza Superficial

Los resultados obtenidos para los grupos fueron tabulados. Los valores obtenidos de la superficie externa fueron contrastados con los valor obtenidos en la base de cada cilindro y se estableció la relación porcentual existente entre ambas superficies como se muestra a continuación en la Tabla 5:

<b>Material</b>	<b>Promedio Valor Superior</b>	<b>Promedio Valor Inferior</b>	<b>(%)</b>
<b>Filtek Bulk Fill (3M)</b>	102,53	88,48	86,29%
<b>Z350 (3M)</b>	133,89	113,77	84,97%
<b>Tetric N Ceram Bulk Fill (Vivadent)</b>	71,73	53,61	74,73%
<b>Tetric N Ceram (Vivadent)</b>	67,29	65,64	97,54%
<b>Aura (SDI)</b>	68,52	60,34	88,06%
<b>ICE (SDI)</b>	65,05	58,33	89,66%
<b>Xtra Fil (Voco)</b>	130,3	108,1	82,96%
<b>Polofil NHT (Voco)</b>	176,5	158,2	89,63%

*Tabla 5. Relación porcentual (%) de dureza superficial de la superficie interna respecto a la superficie externa.*

De los resultados obtenidos, luego de contrastar los valores de la superficie externa con los valores en la base de cada cilindro, demostraron que la dureza superficial en la base del cilindro era superior al 80% con respecto a la superficie externa, por lo que cumple con lo establecido en la norma Internacional dando resultados satisfactorios, excepto en la resina monoincremental Tetric N Ceram Bulk Fill, la que sólo alcanzó un 74,73%.

## Resistencia Compresiva

Los resultados alcanzados en el grupo Monoincremental e Incremental fueron tabulados y graficados como se expone a continuación (Tabla 6, 7, 8 y 9):

	Filtek		Z350	
	N	Mpa	N	Mpa
1	2079,8	165,59	1904,5	151,63
2	2571,3	204,72	962,5	76,63
3	2139,7	170,36	795,5	63,34
4	3101,2	246,91	2294,8	182,71
5	2506,2	199,54	974,5	77,59
6	2654,2	211,32	1389,5	110,63
7	1933,7	153,96	1389	110,59
8	1496,3	119,13	1840,2	146,51
9	2280	181,53	1462,2	116,42
10	2525,7	201,09	1440,5	114,69
11	2259,5	179,90	1250,8	99,59
12	2397	190,84	1801,6	143,44
13	2102,2	167,37	1756	139,81
14	3216,2	256,07	1037,1	82,57
15	2361,8	188,04	2307,5	183,72
16	2157,7	171,79	1348,6	107,37
17	2675,2	212,99	1947,5	155,06
18	2947,7	234,69	1276,6	101,64
19	2172,3	172,95	1011,3	80,52
20	1735,7	138,19	1942,1	154,63
Promedio	2365,67	188,35	1506,615	119,95
Máximo	3216,2	256,07	2307,5	183,72
Mínimo	1496,3	119,13	795,5	63,34

*Tabla 6. Valores obtenidos de Resistencia compresiva para 3M Filtek Bulk Fill y Z350.*

	TNC Bulk		TNC	
	N	Mpa	N	Mpa
1	3217,5	256,17	3257,2	259,33
2	2558,1	203,67	3102,3	247,00
3	1460,5	116,28	2689,7	214,15
4	1791,5	142,64	3390,2	269,92
5	1459,8	116,23	2675,3	213,00
6	1582,3	125,98	1838,5	146,38
7	1661,3	132,27	2846,5	226,63
8	3265,8	260,02	3417,8	272,12
9	2543,8	202,53	2990	238,06
10	100,1	7,97	2764,2	220,08
11	2869,1	228,43	2313	184,16
12	1767,6	140,73	1683,8	134,06
13	2633,5	209,67	2013,2	160,29
14	3464,6	275,84	3284,7	261,52
15	2142,1	170,55	3684,2	293,33
16	1872,6	149,09	3284,7	261,52
17	2119,5	168,75	3684,2	293,33
18	1857,3	147,87	2554,5	203,38
19	1776,6	141,45	2363,3	188,16
20	2650	210,99	3118,8	248,31
Promedio	2139,68	170,36	2847,805	226,74
Máximo	3464,6	275,84	3684,2	293,33
Mínimo	100,1	7,97	1683,8	134,06

*Tabla 7. Valores obtenidos de Resistencia compresiva para Vivadent TNC Bulk Fill y TNC.*

	Aura		ICE	
	N	Mpa	N	Mpa
1	1334,5	106,25	1598,8	127,29
2	1318	104,94	1795,8	142,98
3	1423,5	113,34	2070	164,81
4	1839,5	146,46	1144,5	91,12
5	1684,8	134,14	2142,3	170,57
6	1900,5	151,31	881,6	70,19
7	2229,8	177,53	2436,8	194,01
8	1831,1	145,79	1373,1	109,32
9	2012,1	160,20	1015,6	80,86
10	774,5	61,66	1447,8	115,27
11	1377	109,63	1890,3	150,50
12	1718,1	136,79	1302,1	103,67
13	1608,1	128,03	1089,5	86,74
14	695	55,33	2264,1	180,26
15	1415	112,66	982,3	78,21
16	1349,8	107,47	2365	188,30
17	1603,1	127,64	1124,6	89,54
18	2509,8	199,82	1145,6	91,21
19	1480	117,83	1567,1	124,77
20	1509,8	120,21	1545,2	123,03
Promedio	1580,7	125,85	1559,105	124,13
Máximo	2509,8	199,82	2436,8	194,01
Mínimo	695	55,33	881,6	70,19

*Tabla 8. Valores obtenidos de Resistencia compresiva para SDI Aura y ICE.*

	Xtra Fil		Polofil	
	N	Mpa	N	Mpa
1	837,3	66,66	2516,5	200,36
2	1650,5	131,41	945,2	75,25
3	2411,8	192,02	1820,7	144,96
4	1953,3	155,52	884	70,38
5	2151,8	171,32	2592,7	206,43
6	2156,3	171,68	1040,5	82,84
7	1984,7	158,02	1653,7	131,66
8	2052,7	163,43	1933,5	153,94
9	2835,7	225,77	1308,3	104,16
10	1360,5	108,32	1084,5	86,35
11	1151,3	91,66	850	67,68
12	1925,2	153,28	1355,8	107,95
13	1843	146,74	1244	99,04
14	2198	175,00	2590,8	206,27
15	1710,7	136,20	2912,8	231,91
16	3317,5	264,13	1167,8	92,98
17	2246,7	178,88	1788,2	142,37
18	2262,2	180,11	1250,3	99,55
19	870,5	69,31	1362,3	108,46
20	1185,8	94,41	2093,2	166,66
Promedio	1905,275	151,69	1619,74	128,96
Máximo	3317,5	264,13	2912,8	231,91
Mínimo	837,3	66,66	850	67,68

*Tabla 9. Valores obtenidos de Resistencia compresiva para Voco Xtra Fil y Polofil NHT.*

Los datos se sometieron primeramente a estudios de análisis estadístico descriptivo que permiten tener una aproximación de la estructura de los datos en cada uno de los tratamientos estudiados. En segundo término se realiza el análisis inferencial a través de la prueba de T test (T-simple).

El nivel de significación empleado en todos los casos fue de  $p= 0,05$ .

Resina Compuesta		Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.
Resistencia Compresiva (Mpa)	Filtek Bulk Fill	0,981	20	0,94
	Z350	0,919	20	0,093
	TNC Bulk Fill	0,908	20	0,59
	TNC	0,954	20	0,428
	Aura	0,871	20	0,12
	ICE	0,929	20	0,145
	Xtra Fil	0,951	20	0,384
	Polofil NHT	0,906	20	0,053

*Tabla 10. Análisis estadístico para 3M, Vivadent, SDI y Voco mediante test Shapiro-Wilk.*

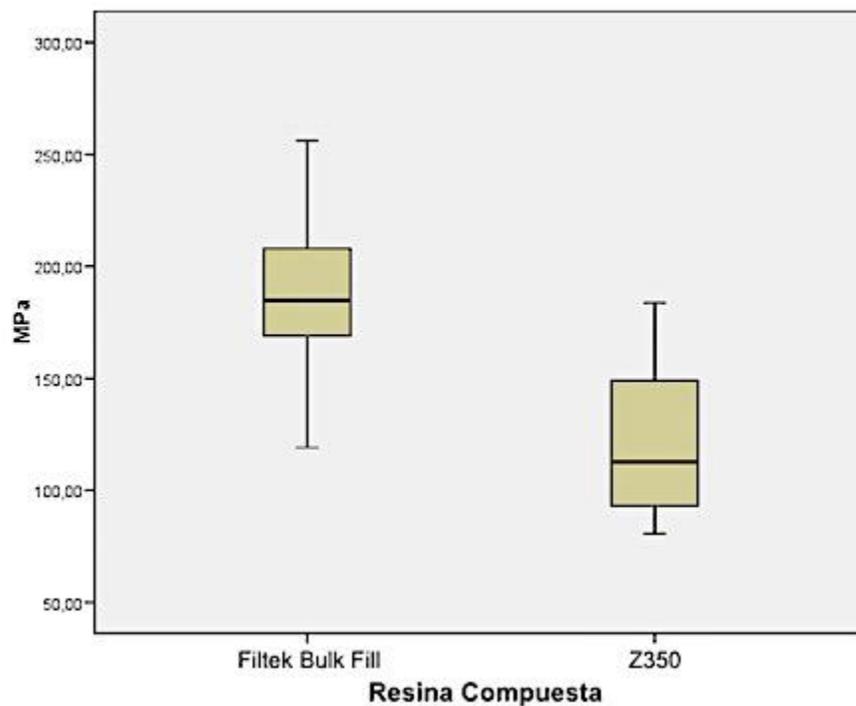
La distribución normal de los datos de los grupos en estudio, es uno de los requisitos para poder utilizar el test inferencial T test. Es por esto que, el primer paso fue realizar una prueba de normalidad, debido al número de muestras, el test utilizado fue el de Shapiro-Wilk, la tabla N°10 indican que en todos los grupos estudiados el nivel de significancia fue mayor a 0,05, por lo tanto se ratificó la distribución normal de los datos.

Resina Compuesta		N	Media	Desviación Típ.	Error típ. de la media
Resistencia Compresiva (Mpa)	Filtek Bulk Fill	20	188,35	34,22693	7,65337
	Z350	20	121,71	33,20006	7,42376
	TNC Bulk Fill	20	177,48	49,91279	11,16084
	TNC	20	226,7350	46,42207	10,38029
	Aura	20	131,29	25,73564	5,75466
	ICE	20	124,135	39,34272	8,7973
	Xtra Fil	20	157,88	41,32492	9,24053
	Polofil NHT	20	128,965	50,63615	11,32259

*Tabla N° 11. Valores estadísticos descriptivos para 3M, Vivadent, SDI y Voco.*

En la tabla N°11, se muestran valores estadísticos descriptivos, en ella se observa que la media de los grupos Monoincrementales son superiores (Filtek Bulk Fill, TNC Bulk Fill, Aura y XtraFil).

Los datos de esta tabla son representados en los gráficos N°1, 2, 3 y 4 de cajas y bigotes, ratificándose en ellos el análisis antes descrito.



*Gráfico N°1: Gráfico de cajas y bigotes para 3M que representa los valores estadísticos descriptivos mencionados en tabla 11.*

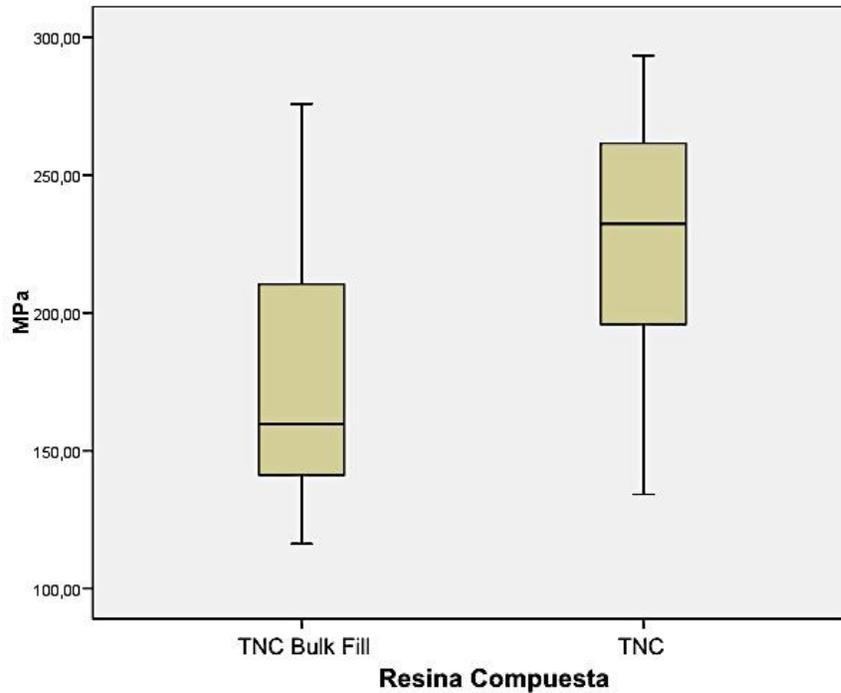


Gráfico N°2. Gráfico de cajas y bigotes para Vivadent que representa los valores estadísticos descriptivos mencionados en tabla 11.

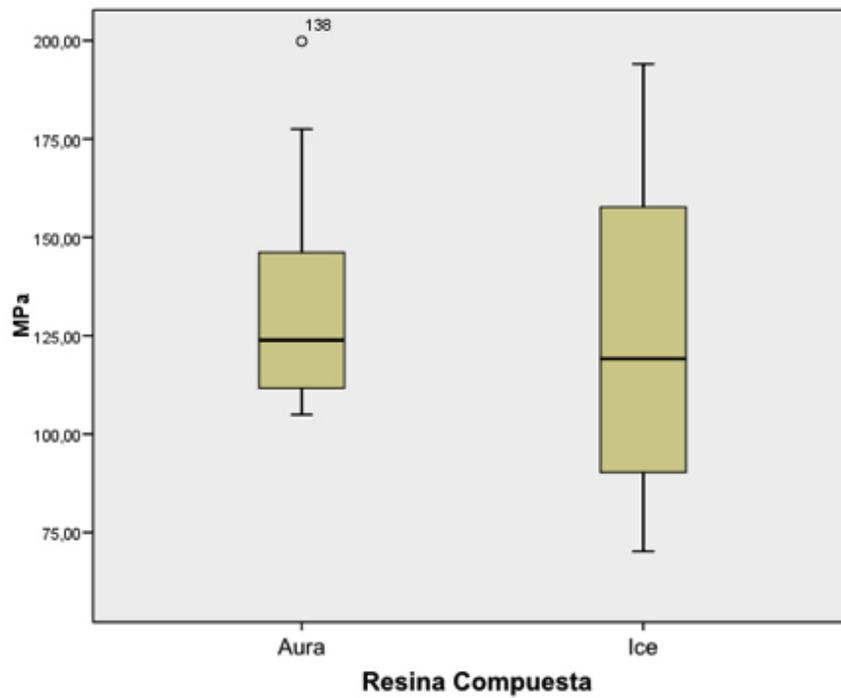
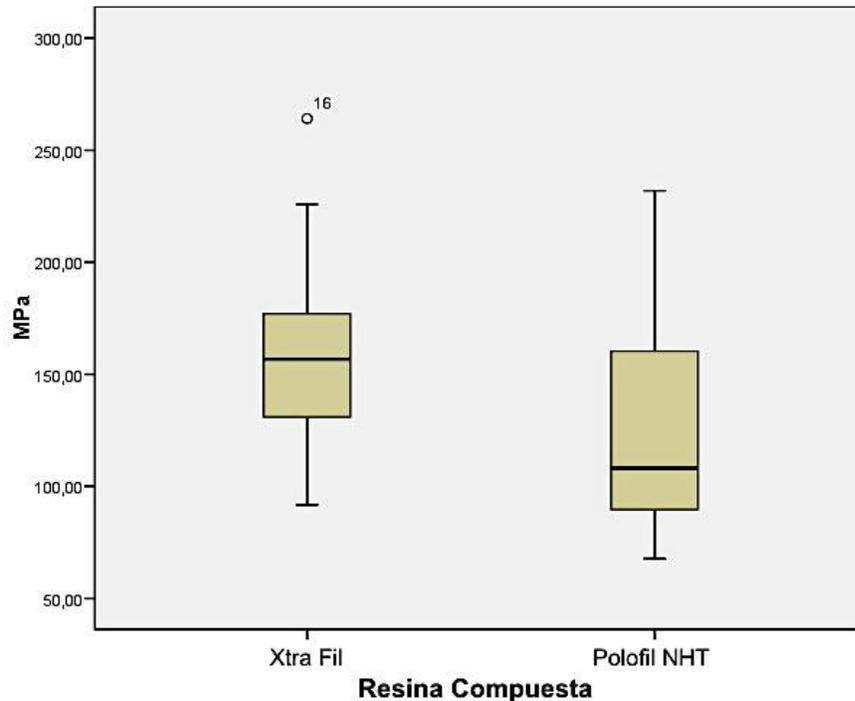


Gráfico N°3. Gráfico de cajas y bigotes que representa los valores estadísticos descriptivos mencionados en tabla 11.



*Gráfico N°4. Gráfico de cajas y bigotes para Voco que representa los valores estadísticos descriptivos mencionados en tabla 11.*

En los gráficos N° 1 (3M), N°3 (SDI) y N°4 (Voco) se observa además que los valores de resistencia compresiva de los materiales Monoincrementales presentan menos dispersión de los valores que el otro grupo, y la mediana es superior al otro grupo. Es decir los valores de “resistencia a la compresión” de los composite Monoincremental son mayores.

Por el contrario en el caso de la resina compuesta monoincremental TNC Bulk Fill de Vivadent se observa que los resistencia compresiva presentan mayor dispersión de los valores que el otro grupo, y la mediana es inferior al otro grupo. Es decir los valores de “resistencia a la compresión” de los composite Monoincremental son menores. Estos resultados se sometieron a al análisis inferencial siguiente.

Para realizar el análisis inferencial se utilizó el test T-Simple tabla N°12.

Uno de los requisitos para realizar este análisis inferencial es que exista distribución normal de los valores de los grupos en estudio, requisito ratificado con el test de Shapiro-Wilk.

Otro requisito es que la variable independiente debe ser Nominal, estas variables corresponden a los dos grupos denominados “resinas compuestas”.

El último requisito es, que la variable Dependiente, es decir los valores de “resistencia a la compresión” debe ser numérica.

Prueba de muestras independientes						
MPa	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias			Marca
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	
Se han asumido varianzas iguales	0,124	0,727	6,25	38	0	3M
No se han asumido varianzas iguales			6,25	27,965	0	
Se han asumido varianzas iguales	0,416	0,523	-3,232	38	0,003	Vivadent
No se han asumido varianzas iguales			-3,232	37,802	0,003	
Se han asumido varianzas iguales	4,708	0,036	0,681	38	0,5	SDI
No se han asumido varianzas iguales			0,681	32,744	0,501	
Se han asumido varianzas iguales	2,111	0,154	1,978	38	0,055	Voco
No se han asumido varianzas iguales			1,978	36,532	0,055	

Tabla N° 12. Análisis estadístico mediante Test Student

En este caso se asumió varianzas iguales de los grupos estudiados (Valor Sig.), el nivel de significancia del t test está representado por el valor Sig. (bilateral), el cual es menor a 0,05 en todos los casos excepto en las resinas compuestas SDI el cual fue mayor, lo que indica que los grupos estudiados presentan diferencias significativas. Es decir los valores de “resistencia a la compresión” de los grupos estudiados presentan diferencias estadísticamente significativas.

## DISCUSIÓN

Se realizó un estudio para comprar la resistencia mecánica y la dureza superficial o grado de polimerización obtenida de resinas compuestas convencionales utilizando técnica incremental, con respecto de aquellos nuevos de su misma marca utilizados como monointcrementales.

La primera prueba para determinar el grado de polimerización del material, a la que fueron sometidos los cilindros de las diferentes resinas compuestas fue la de Dureza Superficial, la cual determina el grado de deformación de un material o su resistencia a la indentación y se acepta como una propiedad importante y un parámetro valioso en la comparación con la estructura dental. Los valores de dureza de esmalte y dentina en unidades Vickers se expresan como 348 HV y 80 HV respectivamente.<sup>61</sup>

Esta prueba estaría en directa relación con el grado de polimerización ya que mientras mayor sea el grado de polimerización, mayor será la resistencia mecánica y dureza superficial del material. De acuerdo a la norma ISO 4049, se establece que un material queda eficientemente polimerizado cuando el nivel de dureza superficial en la base es al menos un 80% de la dureza que se obtiene en la superficie externa de este. De las 4 marcas de resina compuesta sometidas a esta prueba la única que obtuvo un valor inferior al 80% fue la resina compuesta monoincremental Tetric N Ceram Bulk Fill (Vivadent), con un valor de 74,73%.

El valor de la dureza superficial obtenida en ambas superficies, en los cilindros confeccionados con las resinas compuestas incrementales Z350 (3M) y Polofil NHT (Voco) mostraron mejores resultados que las resinas compuestas monoincrementales Filtek Bulk Fill (3M) y Xtra Fil (Voco). Sin embargo, las resinas compuestas monoincrementales Tetric N Ceram Bulk Fill (Vivadent) y Aura (SDI) obtuvieron mejores resultados que las resinas incrementales Tetric N Ceram

(Vivadent) y Ice (SDI). Al tener en cuenta estos resultados podemos decir que con la excepción de los resultados de Tetric N Ceram Bulk Fill (Vivadent), el resto de las resinas compuestas monoincrementales logran en la profundidad valores adecuados de polimerización de acuerdo al estándar de la ISO.

Como se mencionó anteriormente, Tetric N Ceram Bulk Fill (Vivadent) fue la única resina compuesta del estudio que no logró un 80%, con un promedio total superficie interna de 53,61 HV (74,73%), esto a pesar de que se empleó una lámpara de luz LED con una potencia de salida de 1500 mW/cm<sup>2</sup> por 60 segundos aún cuando el fabricante recomendaba el empleo de una energía lumínica mayor a 1000 mW por 10 segundos o una mayor a 500 mW por 20 segundos, es decir, se empleó una energía lumínica 6 veces mayor a la recomendada, aun así no logró la correcta polimerización en la base del cilindro ni la dureza superficial mínima según la norma ISO 4049.

Los resultados de dureza obtenidos para Filtek Bulk Fill (3M) en la base de cada cilindro, demostraron ser superior al 80% con un promedio total superficie interna 86,29%% con respecto a la superficie externa, al igual que Aura (SDI) con un promedio total superficie interna de 88,06% y Xtra Fil (Voco) con un promedio total superficie interna 82,96% por lo que cumplen con lo establecido en la norma Internacional ISO 4049 para obtener resultados satisfactorios.

La resina compuesta incremental Polofil NHT (Voco) obtuvo los mejores resultados en su tipo, con 176,5 HV en la superficie externa y un 158,2 HV en la superficie interna, es decir, que es la resina compuesta con mayor dureza superficial del estudio.

A su vez la resina compuesta monoincremental Xtra Fil (Voco) obtuvo los mejores resultados en su tipo, con 130,3 HV en la superficie externa y un 108,1 HV en la superficie interna, es decir, que es la resina compuesta monoincremental con mayor dureza superficial, siendo esta además la con menor tiempo de activación

por luz, con una aplicación de tan sólo 10 segundos, utilizando una lámpara con energía lumínica mayor a 800 mW a una profundidad de hasta 4mm (siguiendo las indicaciones del fabricante). Fleming utilizó esta misma resina compuesta, tanto para la prueba de dureza superficial como para la de resistencia compresiva obtuvo resultados muy parecidos a los de este estudio, avalando los datos obtenidos.<sup>62</sup>

La resina compuesta Filtek BulkFill (3M), obtuvo el segundo lugar en las de su tipo para la prueba de dureza superficial, con 102,53 HV en la superficie externa y un 88,28 HV en la superficie interna (84,97%). El fabricante recomienda polimerizar en 3 tiempos, de 10 segundos en la cara oclusal, bucal y lingual, para una profundidad de máximo 5mm, en este estudio realizamos un cilindro de 5mm y la polimerización desde “oclusal” (superficie externa) fue de 40 segundos, dado que con 30 segundos propuestos por el fabricante no endurecía el material en la base. Maldonado F, Bader M analizaron la interfaz adhesiva lograda en restauraciones con las mismas resinas compuestas nombradas anteriormente, donde concluyeron que no existen diferencias en el grado de integridad de la interfaz adhesiva lograda con un material monoincremental (Filtek Bulk Fill) y uno de uso incremental convencional (Z350 XT).<sup>63</sup>

Respecto a la marca SDI, Aura obtuvo resultados ligeramente superiores que ICE tanto en la dureza superficial de la superficie superior como la inferior, no obstante, esta última tuvo un porcentaje de mayor dureza que la monoincremental. Al ser Aura un material recién introducido en el mercado, no se encuentra evidencia que ratifique los resultados obtenidos.

Aura (SDI), Xtra Fill (Voco) y Tetric N Ceram Bulk Fill (Vivadent), obtuvieron porcentajes inferiores a los que presentó su resina compuesta incremental, lo que se debe a que estas últimas se fotoactivaron en dos incrementos, lo que permite una mayor polimerización. El primer incremento que se colocó en la base quedó directamente expuesto a la luz en la fotoactivación, al igual que el último incremento en la superficie externa, a diferencia de los monoincrementales que se

fotoactivaron una sola vez y desde la superficie externa. Ortiz comparó la adaptación y profundidad de polimerización de una resina compuesta convencional fluidificada con un sistema que modifica su viscosidad (Compothixo, Kerr), y el sistema SonicFill, no encontrando diferencias significativas en la profundidad de polimerización, pero sí una diferencia estadísticamente significativa en las convencionales, las cuales presentaron mayor desajuste y menor adaptación, lo que evidencia el buen resultado de las resinas compuestas monoincrementales.<sup>32</sup>

La segunda prueba para determinar el grado de polimerización del material, a la que fueron sometidos los cilindros de las diferentes resinas compuestas, fue la de resistencia compresiva, la cual indica que las resinas compuestas monoincrementales del estudio presentaron un mejor rendimiento en relación a las incrementales con excepción de Tetric N Ceram BulkFill. Una de las razones del por qué presentaron mejores resultados en las pruebas de resistencia compresiva, corresponde a la forma de aplicación del material en la cavidad. La técnica incremental utilizada para Z350 (3M), Tetric N Ceram (Vivadent), ICE (SDI) y Polofil NHT (Voco) es una técnica muy sensible en donde fácilmente se pueden incorporar vacíos o burbujas como también la falta de unión o contaminación entre los incrementos, afectando las propiedades mecánicas del material. Por otra parte, el sistema monoincremental, al ser aplicado en sólo un incremento, nos permite obtener un bloque homogéneo, libre de burbujas y contaminantes que influirían negativamente en sus propiedades mecánicas luego de ser polimerizado.<sup>64</sup>

La resina compuesta Tetric N Ceram (Vivadent) logró los mejores resultados en las de su tipo (226,74 Mpa) seguida por Polofil NHT (Voco) con 128,96 Mpa, luego ICE (SDI) con 124,13 Mpa para terminar con Z350 (3M) con 119,95 Mpa. Respecto a valores obtenidos para las monoincrementales, fueron superiores a su versión incremental, siendo el con mejor resultado Filtek BulkFill (3M) con 188,35 Mpa, seguida por Tetric N Ceram BulkFill (Vivadent) con 170,36 Mpa, luego Xtra Fil (Voco) con 151,69 Mpa y por último con Aura (SDI) con 125,85 Mpa. La

diferencia entre cada resina compuesta puede relacionarse con el tipo y porcentaje de relleno presente en su composición. Avalando estos resultados Botto I, Aizencop D y Bader M en su estudio “Resistencia compresiva y dureza superficial de un sistema de resina compuesta monoincremental v/s uno convencional” concluyen que con la misma intensidad de luz y el tiempo utilizado, Sonicfill™ (resina compuesta monoincremental) también logró mejor resistencia compresiva que Herculite Precis utilizado con técnica incremental.<sup>8</sup>

Los resultados de resistencia compresiva nos indican que las resinas monoincrementales lograron un grado de polimerización adecuado a lo largo de toda su extensión (4 y 5mm respectivamente) pese a que este fue aplicado y fotoactivado en un sólo incremento, permitiendo así obtener valores superiores de resistencia compresiva en comparación a las incrementales (con excepción de TNC BulkFill).

Una de las principales ventajas de la utilización de los sistemas es la ganancia en cuanto a tiempo y eficiencia clínica, pues lo que antes llevaba múltiples pasos operatorios en la técnica incremental, ahora se puede reducir a pocos segundos. Sin embargo, una desventaja de esta nueva tecnología, es la limitada gama de tonalidades que por el momento estas resinas compuestas poseen (entre 1-3 colores) lo que podría perjudicar los resultados estéticos obtenidos en el paciente.

Antivilo en su estudio “Análisis descriptivo in vitro de la interfaz adhesiva de restauraciones de resina compuesta realizadas con Tetric N Ceram Bulkfill y Tetric N Ceram convencional” y Domínguez R, Corral D y Bader M en su estudio “Análisis comparativo in vitro del grado de sellado marginal de restauraciones de resina compuesta realizadas con un material monoincremental”, ambos en relación a la resina compuesta Tetric N Ceram Bulk Fill, sería razonable decir que este material no logra una completa polimerización ni el desempeño obtenido por el sistema convencional Tetric N-Ceram, aún siguiendo las indicaciones del fabricante (tiempo de fotoactivación y potencia de la lámpara utilizada), por lo que

no se recomendaría su uso, sin embargo los resultados obtenidos para la prueba de resistencia mecánica fueron satisfactorios por lo que se dejaría a criterio del especialista.<sup>3,9</sup>

Respecto a los resultados obtenidos para Aura (SDI), Filtek BulkFill (3M) y Xtra Fil (Voco), podrían elegirse como alternativa para realizar restauraciones compuestas posteriores. Sin embargo, la carencia de evidencia científica respecto al uso de sistemas monoincrementales, sugiere la necesidad de continuar esta línea de investigación, realizando pruebas tanto *in vitro* como *in vivo*, para determinar con mayor certeza su efectividad como material y técnica restauradora y avalar los resultados obtenidos.

## CONCLUSIÓN

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

- Los resultados del presente estudio demuestran que con el tiempo de fotoactivación y la intensidad lumínica utilizada, Aura (SDI), Filtek BulkFill (3M) y Xtra Fil (Voco) logran polimerizar correctamente en los 4 y 5 mm de grosor según corresponda.
- Con la misma intensidad de luz y tiempo según corresponda, Aura (SDI), Filtek BulkFill (3M) y Xtra Fil (Voco) lograron mejor resistencia compresiva que ICE (SDI), Z350 (3M) y Polofil NHT (Voco) utilizados con técnica incremental.
- En cuanto a dureza superficial, de las 8 resinas compuestas utilizadas en el estudio (4 marcas), 7 cumplen con la norma internacional que establece que en la profundidad debe tener al menos un 80% de dureza que la obtenida en la superficie externa.
- La resina compuesta Tetric N Ceram Bulkfill (Vivadent) no logra una completa polimerización, aun siguiendo las indicaciones del fabricante (esto es, tiempos de fotoactivación y potencia de la lámpara utilizada).
- La hipótesis planteada al inicio de dicho estudio no es válida ya que si existen diferencias en cuanto al grado de resistencia mecánica y de polimerización de entre las resinas compuestas monoincrementales y las resinas compuestas convencionales de uso incremental.

## SUGERENCIAS

Para obtener mejores resultados en el uso de las resinas compuestas de este estudio, se recomienda:

- Para Filtek BulkFill se recomienda un tiempo de activación de 40 segundos con una lámpara con intensidad mayor a 1000mW desde la superficie superior.
- Para Tetric N Ceram BulkFill se recomienda un tiempo de activación de 60 segundos con una lámpara con intensidad mayor a 1000mW desde la superficie superior, teniendo en cuenta que no se logró la completa polimerización en su superficie inferior o la utilización de incrementos menor a 4 mm.
- Las resinas compuestas monoincrementales presentaron buenos resultados tanto para la prueba de dureza superficial como en la de resistencia mecánica, por lo que se recomienda su uso, especialmente para restauraciones en piezas posteriores.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Zeballos López L, Valdivieso Pérez A. Materiales dentales de restauración. Rev. Act. Clin. Med La Paz feb. 2013; 30:1498-1502.
2. Beros Collío A. Estudio comparativo in vitro de la tracción diametral y dureza superficial, entre una resina compuesta fluida y dos cementos de resina de curado dual. Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano-dentista. Santiago de Chile: Universidad de Chile; 2006.
3. Domínguez Burich R, Corral Halal D, Bader Mattar M. Análisis comparativo in vitro del grado de sellado marginal de restauraciones de resina compuesta realizadas con un material monoincremental (Tetric n-ceram bulk fill), y uno convencional (Tetric n-ceram). Revista Dental de Chile. 2015; 106(1):15-19.
4. Ehrmantraut M, Bader M. Polimerización de Resinas Compuestas a través de estructuras dentarias. Rev Fac Odont U.de Chile. 1994;12(2): 22-27.
5. Bader Mattar M, Ibañez Musalem M. Evaluación de la interfase adhesiva obtenida en restauraciones de resina compuesta realizadas con un sistema adhesivo universal utilizado con y sin grabado ácido previo. Rev Clin Periodoncia Implantol Rehabil Oral. 2014; 7(3):115-122.
6. Ferracane JL. Placing Dental Composites—A Stressful Experience. Operative Dentistry. May 2008; 33(3):247-257.
7. Ramírez A, Setién J. Flexión cuspidea y sellado marginal usando bases de bajo módulo elástico en cavidades MOD. Acta odontol. venez [Internet]. 2006 Ene [citado 2016 Abr 17]; 44(1):51-57. Disponible en: [http://www.scielo.org.ve/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0001-63652006000100011](http://www.scielo.org.ve/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0001-63652006000100011)

8. Botto I, Aizencop D, Bader M. Resistencia compresiva y dureza superficial de un sistema de resina compuesta monoincremental v/s uno convencional. Rev. Biomater. Sociedad científica Grupo Chileno de Materiales Dentales. 2014; 1(2):13-31.
9. Antivilo J, Monsalves S. Análisis descriptivo in vitro de la interfaz adhesiva de restauraciones de resina compuesta realizadas con Tetric N Ceram Bulkfill® y Tetric N Ceram® convencional. Rev. Biomater. Sociedad científica Grupo Chileno de Materiales Dentales. 2015; 2(1):70-93.
10. Duque de Estrada J, Pérez Quiñonez J, Hidalgo-Gato Fuentes I. Caries dental y ecología bucal, aspectos importantes a considerar. Rev Cubana Estomatol Ciudad de La Habana. ene.-mar. 2006; 43(1): 197-206.
11. Philips RW. Amalgamas dentales. En: Philips RW. Ciencia de los materiales dentales. 11ª.ed. España: Elsevier, 2004. pp.496-499
12. Bader Mattar M. Filtración marginal de restauraciones de amalgama con dos sistemas de adhesión diferentes. Infodent 3M ESPE.  
[citado 2016 Abr 17]; Disponible en:  
[http://solutions.3mchile.cl/3MContentRetrievalAPI/BlobServlet?lmd=1184966474000&locale=es\\_CL&assetType=MMM\\_Image&assetId=1180574635634&blobAttribute=ImageFile](http://solutions.3mchile.cl/3MContentRetrievalAPI/BlobServlet?lmd=1184966474000&locale=es_CL&assetType=MMM_Image&assetId=1180574635634&blobAttribute=ImageFile)
13. Philips. Resinas para restauraciones. En: Philips. Ciencia de los materiales dentales. 11ª.ed. España: Elsevier, 2004 pp.399-427
14. Rodríguez D, Pereira N. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. Acta odontol. venez [Internet]. 2008 Dic.  
[citado 2016 Abr 19]; 46( 3 ): 381-392. Disponible en:  
[http://www.scielo.org.ve/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0001-](http://www.scielo.org.ve/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0001-)

15. Hervás García A, Martínez Lozano M, Cabanes Vila J, Barjau Escribano A, Fos Galve P. Resinas compuestas. Revisión de los materiales e indicaciones clínicas. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006; 11:E215-20.
16. Peutzfeldt A. Resin composite in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997; 105: 97-116.
17. Carrillo Sánchez C, Monroy Pedraza M. Materiales de resinas compuestas y su polimerización. *Revista ADM*. Julio-Agosto 2009; LXV(4): 10-17.
18. Ribera C, Quevedo E, Bader M. Análisis comparativo in vitro de las propiedades físicas mecánicas de dos resinas compuestas de reciente aparición v/s su antecesora. *Rev.Fac.Odontología.U.de Chile*. 2000; 18:25-33.
19. Besnault C, Attal JP. Influence of a simulated oral environment on microleakage of two adhesive systems in Class II composite restorations. *Journal of Dentistry*. 2002; 30: 1-6.
20. Macchi. Restauraciones Plásticas, 13 Composites. En: Macchi. *Materiales dentales*. Sección II 3ª.ed. Buenos Aires: Médica Panorámica; 2000. pp.145-157.
21. Craig R. *Materiales Dentales Restauradores*. 7ª.ed. Argentina: Mundi S.A.I.C. y F.; 1988.
22. Davidenko N, García Carrodegua R, Sanstre R. Composites dentales: efecto de la interfase y de otros factores sobre su durabilidad. *Revista de Plásticos Modernos*. enero 2001; 81(535): 54-63.

23. Restrepo Lluís J. Influencia del espesor de tres resinas compuestas translúcidas de diferente tonalidad sobre la luminosidad. Trabajo final master oficial en ciencias odontológicas. Madrid: Universidad Complutense de Madrid, 2014.
24. Macchi. I Fundamentos, Capítulo 5 Materiales Orgánicos. En: Macchi. Materiales dentales. 3ª.ed. Buenos Aires. Editorial Medica Panorámica. 2000. pp. 81-94.
25. Caetano de Souza N, Clavijo V, López B, Henrique A. Influencia de la fotopolimerización gradual en el estrés de contracción en restauraciones de resina compuesta. Acta odontol.venez [Internet]. 2008 Dic [citado 2016 Mayo 06]; 46(3): 393-396. Disponible en:  
[http://www.scielo.org.ve/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0001-63652008000300027&lng=es](http://www.scielo.org.ve/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0001-63652008000300027&lng=es)
26. Curso de Fundamentos de Ciencia de Materiales., Unidad 15 Materiales poliméricos y compuestos. Universidad politécnica de Valencia. [consulta el 28 abril 2016] Disponible en:  
[http://www.upv.es/materiales/Fcm/Fcm15/fcm15\\_2\\_1.html](http://www.upv.es/materiales/Fcm/Fcm15/fcm15_2_1.html)
27. Carrillo C, Monroy M. Métodos de activación de la fotopolimerización. Revista ADM. Septiembre-Octubre 2009; LXV(5): 18-28.
28. Veiga de Melo M, Ribeiro Moyses M, Rabelo Ribeiro J, Candido dos Reis A, Orbegoso Flores V. Influencia de las unidades de curado LED y LUZ halógena sobre la resistencia compresiva de las resinas compuestas. Acta odontol. venez [Internet].2007 [citado 2016 Mayo 06] ; 45( 2 ): 209-212. Disponible en:  
[http://www.scielo.org.ve/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0001-63652007000200014](http://www.scielo.org.ve/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0001-63652007000200014)

29. Martínez Ceballos E, Vera Graziano R, Martínez Barrera G, Olea Mejía O. Análisis del efecto del poli[bis(HEMA)-fosfaceno] y poli[(HEMA- g-PLA) fosfaceno] en la contracción de fotopolimerización de Bis-GMA:TEGDMA. Sociedad Mexicana de Ciencia y Tecnología de Superficies y Materiales, Superficies y Vacío. marzo de 2012; 25(1) 21-25.
30. Diaz M I. Analisis descriptivo al microscopio electrónico de barrido de la interfase lograda con una restauración de resina compuesta convencional con una técnica incremental y un nuevo material monoincremental. Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano dentista. Santiago de Chile: Universidad Finis Terrae; 2010.
31. De la Macorra García JC. La contracción de polimerización de los materiales restauradores a base de resinas compuestas. Madrid: Facultad de Odontología Universidad Complutense Madrid, Odontología conservadora; Enero-Marzo 1999.
32. Ortiz D, Masafierro MJ. Adaptación, profundidad de polimerización y sellado marginal de restauraciones realizadas con una resina compuesta microhíbrida fluidificada y con Sonicfill. Rev Biomater Sociedad científica Grupo Chileno de Materiales Dentales. 2014; 1(2):32-53.
33. Rossell R, Hoffman O, Rodriguez D, Silva J. Estrés de contracción de las resinas compuestas. ODOUS científica, Revista de la Facultad de Odontología Universidad de Carabobo. Julio-Diciembre 2002. [consulta el 18 enero 2016] Disponible en: <http://servicio.bc.uc.edu.ve/odontologia/revista/index.htm>
34. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: A systematic review. Dental Materials. 2005; 21:962-970.

35. Choi KK, Condon JR, Ferracane JI. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. J Dent Res. 2000; 79(3): 812-817.
36. Lanata EJO y col. Operatoria dental estética y adhesión. Buenos Aires, Argentina: Alfaomega Group Editor; 2003.
37. Oliveira G, Henrique A, Antunes J, Lima A, Martins E, Moreira. Analysis of gap formation at tooth-composite resin interface: effect of c-factor and light-curing protocol. J Appl Oral Sci. 2007; 15(4):270-4.
38. Chaple Gil A. Técnica modificada de restauración de cavidades Clase II utilizando resinas compuestas. Revista Habanera de Ciencias Médicas 2015; 14(3):337-347.
39. Herrera D, Méndez Norma P, Castañeda J. Contracción de polimerización. Bolivia: Universidad Mayor de San Simón. 2010. [citado 2016 Mayo 06] Disponible en: <http://www.monografias.com/trabajos-pdf4/contraccion-polimerizacion/contraccion-polimerizacion.shtml>
40. Cedillo Valencia J. Factor c en operatoria dental. Revista ADM marzo-abril 2010; LXVII(2):83-87.
41. Hernandez M. Aspectos prácticos de la adhesión a dentina. Avances en Odontoestomatología. 2004; 20-1: 19-32.
42. Pierret P, Reyes C, Bader M. Resistencia adhesiva obtenida con técnica de hibridación aplicada sobre dentina húmeda y dentina seca rehumectada. Rev. Biomater. Sociedad científica Grupo Chileno de Materiales Dentales. 2014; 1(2); 71-88.

43. Montenegro MA, Mery C, Aguirre A. Histología y embriología del sistema estomatognático. Chile: Universidad de Chile, Facultad de Odontología; 1986.
44. Campos M, Aizencop D. Análisis comparativo in vitro del sellado marginal de restauraciones Clase II de resina compuesta realizadas con técnica incremental oblicua versus técnica incremental horizontal. Rev. Biomater. Sociedad Científica Grupo Chileno de Materiales Dentales. 2(1); 33-49, 2015. [citado 2016 Mayo 06] Disponible en: <http://www.biomater.cl/tag/tecnicas-incrementales/>
45. Norling B. Adhesión. En: Anusavice K. Phillips Ciencia de los materiales dentales. Madrid: Elsevier. 2004. pp. 381-398.
46. Van Beerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges. Operative Dentistry, 2003, 28(3): 215-235.
47. Corral C, Vildósola P, Bersezio C, Alves Dos Campos E, Fernández E. Revisión del estado actual de resinas compuestas Bulk-Fill. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2015; 27(1): 177-196. [citado el 5 enero 2016]. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.17533/udea.rfo.v27n1a9>
48. Ivoclar Vivadent AG. Tetric N Ceram Bulk Fill. Instrucciones de Uso. [citado el 5 enero 2016] Disponible en: <http://www.ivoclarvivadent.in/en-in/p/all/tetric-n-ceram-bulk-fill>
49. Ivoclar Vivadent AG. Tetric N Ceram. [citado el 5 enero 2016] Disponible en: <http://www.ivoclarvivadent.co/es-co/productos/materiales-obturacion/composites/tetric-n-ceram>

50. Ivoclar Vivadent AG. Instrucciones de uso Tetric N-Ceram. 635780/09-2010/Rev2/6spr [citado el 6 enero 2016] Disponible en:  
<http://www.ivoclarvivadent.co/es-co/productos/materiales-obturacion/composites/tetric-n-ceram>
51. VOCO. X tra Fill. [citado el 5 enero 2016] Disponible en:  
[http://www.voco.es/es/product/x\\_tra\\_fil/index.html](http://www.voco.es/es/product/x_tra_fil/index.html)
52. VOCO. X-tra Fill. Instrucciones de Uso. [citado el 5 enero 2016] Disponible en:  
[http://www.voco.es/es/product/x\\_tra\\_fil/x-tra\\_fil\\_22spr\\_049.pdf](http://www.voco.es/es/product/x_tra_fil/x-tra_fil_22spr_049.pdf)
53. VOCO. Polofil NHT. [citado el 6 enero 2016] Disponible en:  
<http://www.voco.com/southam/product/Polofil-NHT/index.html>
54. VOCO. Polofil NHT. Instrucciones de Uso. [citado el 6 enero 2016] Disponible en: <http://www.voco.com/southam/product/Polofil-NHT/GI-Polofil-NHT-6spr-0212.pdf>
55. 3M (USA). Filtek Bulk Fill. Technical Product Profile. [citado el 5 enero 2016] Disponible en: [http://multimedia.3m.com/mws/media/976630O/filtek-bulk-fill-posterior-restorative-tpp-global-pages.pdf?fn=Filtek\\_Bulk\\_Fill\\_Posterior\\_Resto](http://multimedia.3m.com/mws/media/976630O/filtek-bulk-fill-posterior-restorative-tpp-global-pages.pdf?fn=Filtek_Bulk_Fill_Posterior_Resto)
56. 3M (USA). Filtek Bulk Fill. [citado el 11 abril 2016] Disponible en:  
[http://solutions.productos3m.es/3MContentRetrievalAPI/BlobServlet?lmd=1421313929000&locale=es\\_ES&assetType=MMM\\_Image&assetId=1361835980959&blobAttribute=ImageFile](http://solutions.productos3m.es/3MContentRetrievalAPI/BlobServlet?lmd=1421313929000&locale=es_ES&assetType=MMM_Image&assetId=1361835980959&blobAttribute=ImageFile)
57. 3M (USA). Ficha técnica Filtek Z350 XT Restaurador Universal con Nanotecnología. [citado el 8 febrero 2016] Disponible en:  
<http://www.3msalud.cl/odontologia/files/2011/10/1.5.5-Filtek-Z350-XT1.pdf>

58. SDI. Aura. Instrucciones de uso. [consulta el 5 enero 2016] Disponible en:  
<http://www.sdi.com.au/es-sa/aura/>
59. SDI. Ice. Instrucciones de Uso. [citado el 6 enero 2016] Disponible en:  
[http://www.sdi.com.au/images/stories/instructions/instructions\\_pdf/ice\\_glac\\_rok/in\\_ice\\_glac\\_rok\\_es.pdf](http://www.sdi.com.au/images/stories/instructions/instructions_pdf/ice_glac_rok/in_ice_glac_rok_es.pdf)
60. ISO 4049: 2000 E. Dentistry-Polymer-based filling, restorative and lusting materials. 3<sup>rd</sup>. ed.; 2000.
61. Suarez R, Lozano F. Comparación de la dureza superficial de resinas de nanotecnología, según el momento del pulido: in vitro. Rev Estomatol Herediana. 2014 Ene-Mar; 24(1):11-6.
62. Fleming GJ, Awan M, Cooper PR, Sloan AJ. The potential of a resin-composite to be cured to a 4mm depth. Dent Mater. 2008 Apr. Epub 2007 Jul 31; 24(4):522-9.
63. Maldonado F, Bader M. Análisis descriptivo in vitro de la interfaz adhesiva lograda en restauraciones de resina realizadas con un material monoincremental y uno convencional. Revista Dental de Chile. 2015; 106 (3) 35-40.
64. Rosas A, Soto V, Ruiz P, Gainza P, Barria M. Estabilidad marginal de una resina condensable versus resina monoincremental activada sónicamente en restauraciones clase II: Estudio in vitro. Avances en Odontoestomatología 2016; 32(1):45-53.