

Méd. Estomatóloga Angela Maricela  
Alvarez Cruz

COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN Y A LA COMPRESIÓN DE DOS  
SISTEMAS DE RESINAS MONOINCREMENTALES NANO HÍBRIDAS; SONICFILL™ Y  
TETRIC® N-CERAM BULK FILL

2019



**Universidad Autónoma de Querétaro**

**Facultad de Medicina**

COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN Y A LA  
COMPRESIÓN DE DOS SISTEMAS DE RESINAS MONOINCREMENTALES  
NANO HÍBRIDAS; SONICFILL™ Y TETRIC® N-CERAM BULK FILL

**Tesis**

Que como parte de los requisitos  
para obtener el Diploma de la

ESPECIALIDAD EN  
REHABILITACIÓN BUCAL

Presenta:

Méd. Estomatóloga Angela Maricela Alvarez Cruz

Dirigido por:

C.D.E.P.I.M.A.E Rosa María Sánchez Ayala

Querétaro, Qro. a Octubre del 2019



Universidad Autónoma de Querétaro  
Facultad de Medicina  
Especialidad de Rehabilitación Bucal

**"COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN Y A LA COMPRESIÓN  
DE DOS SISTEMAS DE RESINAS MONOINCREMENTALES NANO HÍBRIDAS;  
SONICFILL™ Y TETRIC® N-CERAM BULK FILL"**

**Tesis**

Que como parte de los requisitos para obtener el Diploma de la

Especialidad en  
Rehabilitación Bucal




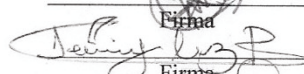

**Presenta:**

Médica Estomatóloga Angela Maricela Alvarez Cruz

**Dirigido por:**

C.D.E.P.I.M.A.E Rosa María Sánchez Ayala

C.D.E.P.I.M.A.E Rosa María Sánchez Ayala  
Presidente  
L.O.E.O.R José Antonio Guerrero Guzmán  
Secretario  
D. en C. Rubén Abraham Domínguez Pérez  
Vocal  
L.O.E.O.R Deicy Álvarez Rodríguez  
Suplente  
L.O.E.O.R Yazmín Morales Soto  
Suplente

  
\_\_\_\_\_  
Firma  
  
\_\_\_\_\_  
Firma  
  
\_\_\_\_\_  
Firma  
  
\_\_\_\_\_  
Firma  
  
\_\_\_\_\_  
Firma

Centro Universitario, Querétaro, Qro.  
Octubre, 2019  
México

## Resumen

**Introducción:** La resistencia a la flexión y a la compresión son propiedades que tienen que estar bien establecidas en cada material dental que se utilice en los pacientes ya que de estas dependera el éxito de la restauración a colocar. Las resinas Bulk Fill son resinas nano híbridas que se pueden colocar hasta en incrementos de 5 mm, lo que facilita su colocación y también ahorro de tiempo operatorio. **Objetivo:** Determinar cuál de los dos sistemas de resina Bulk Fill; SonicFill™ de la casa comercial Kerr Corp. o Tetric® N-Ceram Bulk Fill de Ivoclar Vivadent, tiene mayor resistencia a la compresión y a la flexión. **Materiales y Métodos:** Fue un estudio experimental *in vitro*, donde se realizaron 40 muestras de resina colocándolas en la máquina universal de pruebas, 20 fueron para la resistencia a la flexión, estas muestras se realizaron según las especificaciones de los Materiales de Restauración a base de Polímeros ISO 4049 del 2013, con medidas de 25 mm de largo, 2 mm de ancho y 2 mm de altura, y 20 para la resistencia a la compresión de acuerdo con la especificación número 27 de la Asociación Americana de Odontología de 3 mm de diámetro por 6 mm de altura, usando un molde prefabricado de aluminio en ambas respectivamente. **Resultados:** En la resistencia a la flexión el P-valor es 0.0001 lo que es menor que alfa 0.05. y en la resistencia a la compresión El P-valor es 0.0727 lo que es mayor que alfa 0.05. **Conclusiones:** La resina SonicFill™ presenta mejor resistencia a la flexión que la resina Tetric® N-Ceram Bulk Fill y la resina Tetric® N-Ceram Bulk Fill mejor resistencia a la compresión.

**(Palabras clave:** resistencia a la flexión, resistencia a la compresion, Bulk Fill)

## Summary

**Introduction:** The resistance to flexion and compression are properties that have to be well established in each dental material used in patients since the success of the restoration to be placed will depend on them. Bulk Fill resins are nano hybrid resins that can be placed in increments of 5 mm, which facilitates their placement and also saves operating time. **Objective:** To determine which of the two Bulk Fill resin systems; SonicFill™ from Kerr Corp. or Tetric N-Ceram Bulk Fill from Ivoclar Vivadent, has greater resistance to compression and flexion. **Materials and Methods:** It was an experimental study in vitro, where 40 resin samples were made by placing them in the universal testing machine, 20 were for flexural strength, these samples were made according to the specifications of the Restoration Materials based on Polymers ISO 4049 of 2013, measuring 25 mm long, 2 mm wide and 2 mm high, and 20 for compressive strength according to specification number 27 of the American Dental Association of 3 mm in diameter 6 mm high, using a prefabricated aluminum mold in both respectively. **Results:** In the flexural strength the P-value is 0.0001 which is less than 0.05 alpha. and in compressive strength The P-value is 0.0727 which is greater than 0.05 alpha. **Conclusions:** SonicFill™ resin has better flexural strength than Tetric N-Ceram Bulk Fill resin and Tetric N-Ceram Bulk Fill resin better compressive strength.

**(Keywords:** flexural strength, compressive strength, Bulk Fill)

## INDICE

.....	1
.....	5
<b>I. INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>6</b>
REVISIÓN DE LA LITERATURA.....	6
<i>Resinas compuestas</i> .....	8
<i>Composición de las resinas compuestas</i> .....	8
.....	8
<i>Fase orgánica</i> .....	9
<i>Fase cerámica o inorgánica</i> .....	10
<i>Agente de Unión</i> .....	11
<i>Clasificación de las Resinas Compuestas de acuerdo a el tamaño de sus partículas</i> .....	11
<i>Resinas compuestas tradicionales o de macro relleno</i> .....	12
<i>Resinas compuestas micro relleno</i> .....	12
<i>Resinas compuestas híbridas</i> .....	12
<i>Resinas compuestas micro híbridas</i> .....	13
<i>Resinas compuestas de nano relleno</i> .....	13
<i>Resinas compuestas nano híbridas</i> .....	13
<i>Sistema de polimerización</i> .....	14
<i>Características de Resinas Compuestas</i> .....	14
<i>Resinas Bulk Fill</i> .....	15
<i>Clasificación de Resinas Bulk Fill</i> .....	15
<i>Composición de Resinas Bulk Fill</i> .....	16
<i>SonicFill™</i> .....	18
<i>Propiedades mecánicas</i> .....	19
<b>II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....</b>	<b>21</b>
<b>III. OBJETIVOS .....</b>	<b>22</b>
III. 1 OBJETIVO GENERAL.....	22
III.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS.....	22

<b>IV. METODOLOGÍA .....</b>	<b>23</b>
IV.1 SUJETO EXPERIMENTAL.....	23
IV.2 MÉTODOS.....	23
IV.3 MEDICIONES Y ANÁLISIS. ....	37
ANÁLISIS ESTADÍSTICO .....	37
<b>RESULTADOS Y DISCUSIÓN .....</b>	<b>38</b>
V. RESULTADOS.....	38
<i>Tabla 1</i> .....	38
<i>GRAFICA 1</i> .....	39
<i>Tabla 2</i> .....	39
<i>GRAFICA 2</i> .....	40
VI. DISCUSIÓN .....	41
<b>VII. CONCLUSIÓN .....</b>	<b>44</b>
<b>VIII. REFERENCIAS .....</b>	<b>45</b>

Dirección General de Bibliotecas UAG

A mi mamá Leticia Cruz Garcia por siempre apoyarme en todas mis decisiones y por su presencia incondicional en cada etapa, sin ti no hubiera sido posible.

A mi papá José Angel Alvarez Coronado, haré todo lo posible para que te sientas orgulloso de mi donde quiera que estes.

## **AGRADECIMIENTOS**

A mi asesora de Tesis, la Doctora Rosa María Sánchez Ayala por compartir su tiempo, dedicación y conocimiento en este proyecto.

A el Doctor Rubén Abraham Domínguez Pérez por su paciencia y apoyo.

A mi tía Alicia, a mis primos Dulce y Hernán por su calida hospitalidad en Querétaro.

A mis tres hermanos Carlos Israel, Miguel Angel y Luis Osvaldo.

A Kavo Kerr por el prestamo de la pieza de mano SonicFill™.



## I. INTRODUCCIÓN

### Revisión de la literatura

El objetivo de un material de restauración dental es simular las propiedades biológicas, funcionales y estéticas de la estructura dental sana. La amalgama dental y las aleaciones como el oro tienen un largo historial de éxito clínico, se han utilizado como materiales restauradores dentales durante más de 100 años, especialmente como materiales restauradores en el sector posterior (Moezzyzadeh, 2012).

La amalgama se había utilizado como el material preferido para casi todas las restauraciones que no requieren altos niveles de estética (Brownawell et al., 2005). En 1936, el método de usar polimetilmetacrilato (PMMA) en la fabricación de prótesis dentales se puso en práctica (Rueggeberg, 2002). Este método abrió un mundo de posibilidades en la odontología restauradora como la resina acrílica (es decir, PMMA) que puede ser teñida, moldeada por inyección y/o moldeada por compresión. Sin embargo, las primeras formas de PMMA utilizadas en las bases de dentaduras posteriores requieren ser procesadas térmicamente. Poco después, una nueva tecnología, la auto polimerización de resina acrílica, fue desarrollada. Son capaces de ajustarse por sí solos sin aplicación adicional de calor, pero la resina acrílica curada automáticamente comienza a fijarse tan pronto como se mezcla, causando así fuertes restricciones sobre el tiempo disponible para la manipulación. En respuesta, se desarrolló una nueva tecnología llamada resina acrílica curada por luz, requiere un dispositivo que utilice luz que inicie la reacción de curado, como la luz azul de una lámpara halógena filtrada, los láseres de iones de argón, las unidades de arco de plasma o los diodos emisores de luz (Rueggeberg, 2002).

El desarrollo de resina compuesta a finales de 1950 y principios de 1960 dio lugar a una disminución en el número de restauraciones de amalgama (Drummond, 2008). La creciente demanda de restauraciones estéticas, dentales y libres de mercurio ha impulsado el aumento en el uso de las resinas compuestas (Feng et

al., 2010). El mercurio es clasificado como el tercer producto químico más peligroso, se ha convertido en un creciente problema de preocupación mundial debido a sus impactos ambientales y de salud (Agency for Toxic Substances and Disease Registry). El mercurio no tiene una función biológica en los seres humanos (Duruibe et al., 2007). El sistema nervioso es más sensible a la exposición al mercurio. Se estima que en seres humanos, el 60% de la exposición al mercurio es el resultado del uso de la amalgama dental en la cavidad bucal por inhalación de vapores de mercurio y el 40% de la exposición al mercurio es a través de la ingestión (Spencer, 2000). Una persona que tiene restauración dental de amalgama en promedio absorbe alrededor de 3-17  $\mu$ g de mercurio (Weinberg, 2010).

Con la Convención de Minamata en 2013 para la eliminación gradual de la amalgama dental y las escuelas de Odontología que enseñan cada vez más la técnica de resinas compuestas, es probable que la utilización de resinas compuestas en la restauración de los dientes posteriores aumente (Lynch et al., 2013). En total, 128 países se han unido al Convenio de Minamata para reducir progresivamente el uso de amalgama dental que contiene mercurio (Lynch y Wilson, 2013).

En 1962 Bowen desarrolló el monómero del Bis-GMA (Bisfenol glicidil metacrilato), tratando de mejorar las propiedades físicas de las resinas acrílicas, cuyos monómeros permitían solamente la formación de polímeros de cadenas lineales (Bowen, 1963). Las resinas compuestas se han introducido en el campo de la odontología conservadora para minimizar los defectos de las resinas acrílicas que hacia los años 40 habían reemplazado a los cementos de silicato, hasta entonces los únicos materiales estéticos disponibles. Distintos tipos de monómero se fueron desarrollando con el objetivo común de reducir la contracción y el estrés de la polimerización, ya que se estaba enfatizando la posible asociación entre el desarrollo de contracción y la formación de gaps en la interfaz de la resina (Feng et al., 2010).

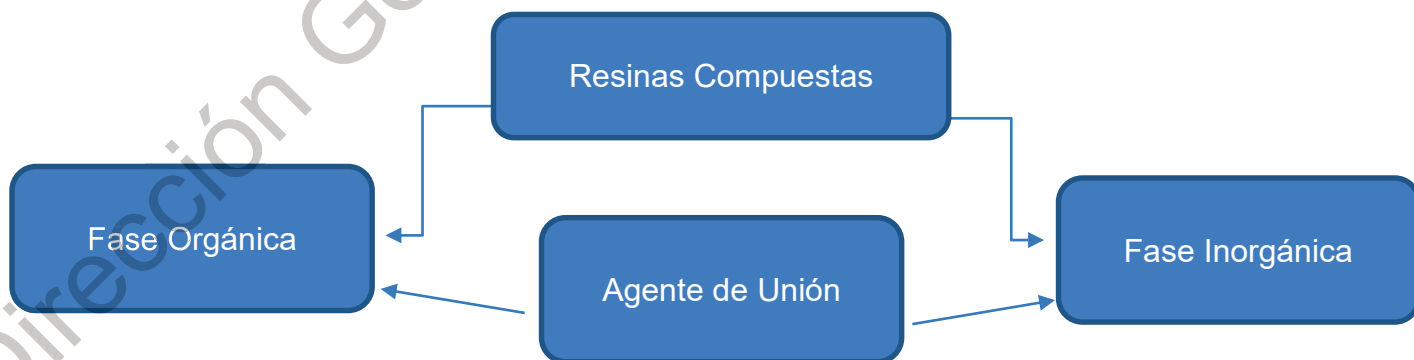
## Resinas compuestas

Las restauraciones de resina compuesta tienen buenas propiedades estéticas y mecánicas, así como fuerza de unión a la estructura dental y son aceptadas como materiales confiables para las restauraciones directas anteriores y posteriores (Leprince et al., 2012).

Las propiedades físicas y mecánicas de las resinas compuestas, incluyendo la resistencia a la compresión, flexión, desgaste y la dureza, se definen principalmente por el tipo de partículas, la composición, el tamaño y el porcentaje de peso (Bahramian et al., 2015).

Las propiedades mecánicas de las resinas compuestas en la región posterior tiene un papel significativo en la eficacia y longevidad de la restauración y del diente (Banava y Salehyar, 2008). Se dice que la resistencia a la compresión es la propiedad mecánica más importante de los materiales restauradores posteriores. Un material de restauración con menor resistencia a la compresión que el diente tiende a fallar, a fracturarse y termina con problemas periodontales o la extracción misma del diente (Jung et al., 2007).

### Composición de las resinas compuestas



## Fase orgánica

Está constituida por monómeros orgánicos, foto-iniciadores, co-iniciadores, inhibidores y estabilizadores de la polimerización, absorbentes de luz ultravioleta y una pequeña cantidad de componentes adicionales que varían dependiendo del fabricante. Aproximadamente el 90% de las resinas compuestas actuales utilizan el monómero bis-GMA (bisfenol-A-glicidil dimetacrilato) en combinación con el UDMA (Uretano dimetacrilato) como su matriz orgánica. Existen también otros monómeros utilizados que poseen menor peso molecular dentro de los cuales encontramos; TEGDMA (Trietilenglicol dimetacrilato), el Bis-EMA (Bis-fenol A Etoxilado metacrilato) o el bis-MA (Dimetacrilato de Bisfenol A). Estos monómeros constituyen la columna vertebral de la matriz de resina (Ehrmantraut y Mattar, 1994; Ferracane, 1995; Schneider et al, 2010). El dimetacrilato bis-GMA, que resulta de la reacción entre el bisphenol-A y el glicidil dimetacrilato, y el UDMA (Uretano dimetacrilato) poseen un alto peso molecular, otorgándole a la resina compuesta una alta viscosidad debido a la presencia de fuertes enlaces puente de Hidrogeno intermoleculares, lo cual, si bien provee menor contracción de polimerización y mejores propiedades mecánicas, dificulta su manipulación (Schneider et al., 2010; Stansbury y Bowman, 2010). Para disminuir la viscosidad del material y a su vez mejorar su manipulación, ha sido necesario agregar monómeros diluyentes de menor peso molecular como el TEGDMA (Trietilenglicol dimetacrilato), el cual es utilizado en una relación óptima de 1:1 con bis-GMA o UDMA permitiendo obtener una resina más fluida a la cual se le puede agregar la mayor cantidad de relleno inorgánico posible. Es importante recalcar que cuanto más bajo sea el peso molecular promedio del monómero o de su mezcla, mayor será el porcentaje de contracción volumétrica (Culbertson et al.,1997).

## Fase cerámica o inorgánica

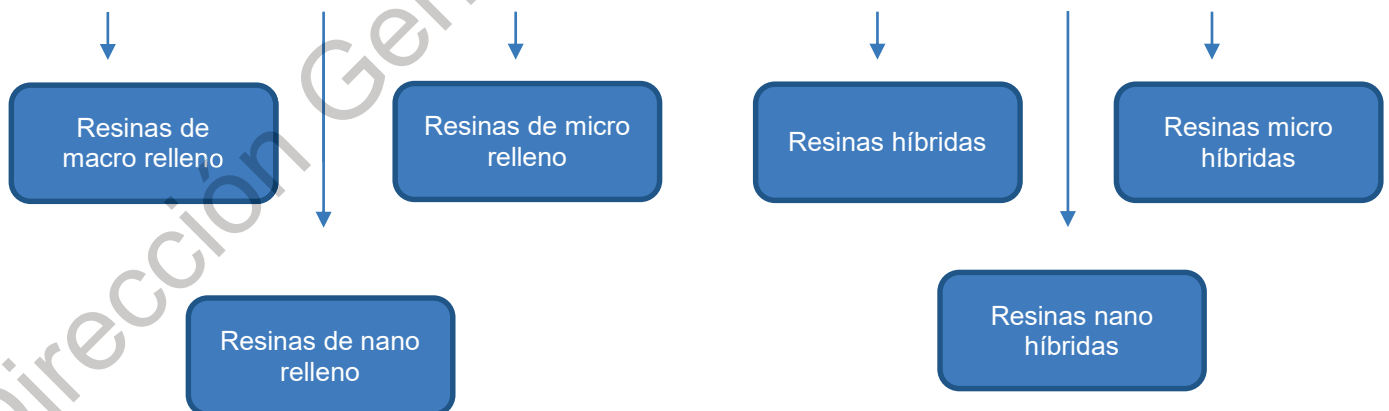
Está integrada por un material de relleno inorgánico, el cual está constituido fundamentalmente por polvos finos de dióxido de silicio, boro silicatos, aluminosilicatos de litio, aluminio, cuarzo, bario, estroncio y circonio, entre otros (Stansbury y Bowman, 2010). Estas partículas de relleno permiten mejorar las propiedades físico-mecánicas de la resina; como son la dureza superficial, resistencia al desgaste, reducción de la contracción de polimerización, reducción de la expansión, contracción térmica, disminución de la absorción de agua, menor reblandecimiento y tinción, aumento de la radiopacidad y de la sensibilidad diagnóstica (Echeverría, 2006). Es por esto que la incorporación del mayor porcentaje posible de relleno es un objetivo fundamental a conseguir en el material ya que la mejora de dichas propiedades se encuentra en directa relación con la cantidad de relleno. A su vez, uno de los propósitos del relleno inorgánico es reforzar la resina compuesta y reducir el porcentaje de matriz orgánica lo más posible ya que es esta la que genera la contracción volumétrica durante la polimerización del material (Labella et al., 1999; Anusavice, 2004).

La técnica de restauración de resina compuesta en una preparación cavitaria es compleja, debiendo ser realizada mediante una técnica incremental (Malhotra et al., 2010). Esta técnica se utiliza por dos razones, primero debido a que la profundidad de curado de estos materiales es limitada, impidiendo la total polimerización de incrementos mayores, y segundo debido a que se intenta controlar los efectos de la contracción del material al producirse la reacción de polimerización (Moore et al., 2008). De esta forma, tanto investigadores como clínicos en general han concordado en la necesidad de aplicar este producto en incrementos de hasta 2 milímetros (Malhotra et al., 2010). Es así como, en caso de preparaciones profundas o extensas, se deben aplicar varias capas del material, siendo un trabajo de alta complejidad y técnica que consume tiempo al clínico, además de involucrar ciertos riesgos como la incorporación de burbujas de aire (Sakaguchi et al., 1992; Pilo et al., 1999).

## Agente de Unión

La matriz de resina y las partículas de relleno tienen una estructura química distinta y entre ellas no hay ningún tipo de unión química. Son necesarios algunos agentes que provean esta unión, pues la unión micromecánica que puede estar entre la resina y las partículas de relleno no es suficientemente fuerte como para mantener unidas ambas fases. Los más utilizados son los silanos, moléculas bipolares que pueden unirse por enlaces iónicos a las partículas de relleno inorgánico, mientras que se unen químicamente a la matriz orgánica. El más utilizado hoy es el 3-metacriloxipropil-trimetoxisilano, que se une por el grupo metacrilato a la matriz y a la sílice de relleno a través de radicales de silanol. Las partículas de relleno inorgánico se cubren con estas sustancias y así pueden quedar fijamente unidas a la matriz de resina (Reis A y Loguercio AD, 2012)

## Clasificación de las Resinas Compuestas de acuerdo a el tamaño de sus partículas



### **Resinas compuestas tradicionales o de macro relleno**

Fueron usualmente formuladas con cuarzo. El promedio de sus partículas de relleno fluctuaba entre 10-20  $\mu\text{m}$  pero llegaba a presentar partículas de hasta 100 $\mu\text{m}$ . Este material fue uno de los que primero apareció en el mercado pero su uso fue en decadencia ya que pese a que presentaba buenas propiedades mecánicas, tenía una muy baja resistencia al desgaste y pobres propiedades estéticas dada su gran rugosidad superficial y difícil pulido por lo que tendían a pigmentarse (Ferracane, 2011).

### **Resinas compuestas micro relleno**

Se incorporaron al mercado con el objetivo de solucionar los problemas estéticos de las resinas de macro relleno. Sus partículas de relleno corresponden a sílice coloidal con un 50% de carga en peso. Presentaban un tamaño de partícula promedio de 0.04  $\mu\text{m}$  con un rango que va desde 0.01 – 0.05  $\mu\text{m}$ . Dado que presentaba una baja carga de relleno inorgánico, tenían propiedades mecánicas bajas por lo que no se podían usar en lugares de gran requerimiento mecánico, por ejemplo, caras oclusales del sector posterior. Sin embargo, eran resinas altamente estéticas ya que lograban una excelente superficie pulida (Ferracane, 2011).

### **Resinas compuestas híbridas**

Estas resinas se incorporaron al mercado con el fin de combinar las propiedades físicas y mecánicas de los sistemas de partículas de macro relleno y la capacidad de pulido de los sistemas de micro relleno, logrando resultados intermedios entre ambos sistemas. Presentan partículas de relleno de diferentes tamaños (15 – 20  $\mu\text{m}$  y 0.01– 0.05  $\mu\text{m}$ ) con un promedio de tamaño superior al micrón (Ferracane, 2011).

### **Resinas compuestas micro híbridas**

Corresponden a una evolución de las anteriores y se diseñaron con el objetivo de mejorar aún más las propiedades estéticas del material, y a su vez preservar las propiedades mecánicas. Presentan partículas de relleno de un promedio de tamaño menor a un 1  $\mu\text{m}$  con un rango de 0.4 – 0.9  $\mu\text{m}$  según la marca comercial del producto. Estas partículas permiten una superficie satisfactoriamente pulida, buena resistencia mecánica y textura superficial, lo que permite su uso tanto en piezas dentarias anteriores y posteriores (Ferracane, 2011).

### **Resinas compuestas de nano relleno**

Contienen como relleno inorgánico partículas de nano relleno de Estroncio Vítreo de un tamaño promedio entre 5 nm y 100 nm. Esto permite que las partículas de relleno sean agregadas en altas concentraciones, lo que favorece al mejor pulido y acabado de la restauración y a su vez para obtener propiedades mecánicas lo suficientemente buenas como para poder utilizar el material tanto en el sector anterior como posterior. Sin embargo, hay que señalar el hecho de que al ser partículas tan pequeñas no interfieren el paso de la luz, por lo que se deben acompañar de partículas de mayor tamaño (0.6  $\mu\text{m}$  promedio) para mejorar su comportamiento óptico (Ferracane, 2011).

### **Resinas compuestas nano híbridas**

Como su nombre lo dice, son resinas compuestas híbridas que presentan nano partículas de circonio/sílice o nano sílice de un tamaño promedio entre 5 nm y 100 nm aproximadamente. Además, se les agrega partículas de mayor tamaño (0.6  $\mu\text{m}$  a 1  $\mu\text{m}$ ) para darle mejores propiedades al material tales como: reducida contracción



de polimerización, gran resistencia mecánica, comportamiento óptico adecuado, buena capacidad de pulido y una estética mejorada (Meyer et al., 2003).

### **Sistema de polimerización**

Mayores cambios no han sido declarados por los fabricantes, a excepción de Ivoclar Vivadent. Tetric N Ceram Bulk Fill® posee un nuevo booster de iniciación de polimerización llamado Ivocerin, el cual es descrito como un sistema iniciador en base a Germanio de mayor reactividad que la canforoquinona, debido a su mayor absorción en el segmento de 400 a 450 nanómetros (Moszner et al., 2008). Además, se indica, posee un filtro de contaminación de luz que asegura un adecuado tiempo de trabajo clínico (Moszner et al., 2008).

### **Características de Resinas Compuestas**

El uso de técnicas incrementales con resinas compuestas convencionales requiere mucho tiempo y el atrapamiento de burbujas entre capa y capa. (Fleming et al., 2008).

El problema inherente con las resinas compuestas es la contracción de polimerización y sus tensiones asociadas en la interfaz de restauración de dientes. Métodos propuestos para reducir estos efectos incluyen el uso de la técnica de colocación incremental, la modificación del método de fotopolimerización, y el uso de materiales de baja contracción (Palin et al., 2005).

Factores que afectan la profundidad del fotocurado en las resinas compuestas, son el tipo de resina compuesta y la translucidez de la resina, el espesor de la capa, la distancia desde la punta de la unidad fotopolimerizable a la resina, el período de irradiación, el tamaño y distribución de las partículas de relleno (Kramer et al., 2008).

Como respuesta a estas dificultades, en la actualidad ha aparecido una nueva

generación de resinas compuestas, denominadas como Bulk Fill (Ilie y Hickel, 2011).

### Resinas Bulk Fill

Han sido anunciados recientemente varios materiales nuevos de restauración, tal como la resina Bulk Fill, una resina nano híbrida, la cual posee partículas nanométricas en su composición inorgánica que oscila entre 20 a 60 nm y tiene un micro relleno promedio de 0.7µm. Sin embargo, muchos odontólogos están adaptados a la filosofía de realizar una restauración con la técnica de incrementos. A la luz de los recientes esfuerzos de mercadotecnia y de la promoción de la nueva resina Bulk Fill, el clínico juicioso debe cuestionar los cambios y mejoras que esta ofrece. Esta nueva resina permite ahora colocar incrementos de entre 4 y hasta 5 mm de espesor para polimerización sin deformación (Furness et al., 2014).

#### Clasificación de Resinas Bulk Fill



- Las resinas compuestas Bulk Fill de viscosidad fluida para ser usada como base cavitaria (Roggendorf et al., 2011).
- Las resinas compuestas Bulk Fill de viscosidad fluida activada sónicamente para ser usada como material de restauración directa (Roggendorf et al., 2011).

- Las resinas compuestas Bulk Fill de viscosidad regular para ser usada como material de restauración directa. A pesar de que los fabricantes indican el uso de este material en toda la cavidad, hay que mencionar que se ha recomendado, en algunos casos, la adición de una última capa superficial de resina compuesta convencional para otorgar mejores propiedades estéticas (Roggendorf et al., 2011).

### **Composición de Resinas Bulk Fill**

En términos generales, la composición de las resinas compuestas Bulk Fill no difiere mucho de las resinas compuestas convencionales (Ilie et al., 2013). La matriz de estas resinas se basa principalmente en monómeros de Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, EBPDMA (Ilie et al., 2013). Sin embargo, en algunos casos se han agregado monómeros distintos y/o modificado el clásico monómero de Bowen (Bis-GMA: 2,2-bis[4-(2-hydroxy-3-methacryloxypropyl) phenyl] propane) por monómeros de menor viscosidad (Peutzfeldt, 1997; Burgess y Cakir, 2010; Ilie y Hickel, 2011).

Las resinas compuestas Bulk Fill, pueden ser polimerizadas por luz en incrementos de 4 a 5 milímetros, superan la necesidad de procedimientos convencionales de estratificación de resinas compuestas y de la técnica incremental (Leprince et al., 2014). Su profundidad de curado superior se logra a través de los avances en la dinámica del foto-iniciador y el aumento de la translucidez del material que permite una mayor penetración de la luz (Fleming et al., 2008; Lassila et al., 2012). Las resinas compuestas Bulk Fill facilitan así la restauración de cavidades grandes y profundas, reduciendo tanto la sensibilidad de la técnica como el tiempo clínico (Benetti et al., 2015).

Las resinas compuestas Bulk Fill se han introducido en el mercado tanto en viscosidades fluidas como convencionales sin dejar de asegurar una profundidad de curado adecuada. Esto se ha conseguido para diferentes materiales comerciales a través de diferentes vías, que incluyen la optimización del sistema iniciador (nuevos foto iniciadores o mayor concentración de foto iniciadores convencionales),

modificaciones el sistema de relleno (rellenos más grandes o más rellenos translúcidos) o inclusión de diferentes sustancias químicas en la composición (Miletic et al., 2017, Son et al., 2017). Las resinas Bulk Fill fluidas tienen generalmente una carga más baja de relleno que los materiales convencionales no fluibles y requieren que la capa oclusal superficial sea llenada con una "tapa" de un material compuesto con más carga de relleno que se espera sea más fuerte, más resistente al desgaste y a la carga oclusal (Xiaoming et al., 2015).

En general, se ha demostrado que la utilización de materiales compuestos de resina Bulk Fill en restauraciones posteriores reduce la deflexión cúspidea (Fronza et al., 2015). Y el estrés por polimerización (Rosatto et al., 2015; Van Ende et al., 2017) así como aumenta la resistencia a la fractura (Leprince et al., 2014; Rosatto et al., 2015).

Han aparecido resinas como Tetric<sup>®</sup> N-Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent) que se puede usar en incrementos de hasta 4 mm sin la necesidad de una capa oclusal extra realizada con otro material (Núñez et al., 2015).

En la actualidad, se introdujo en el mercado un nuevo sistema de Bulk Fill con activación sónica (SonicFill<sup>™</sup>, Kerr Corp, USA / KaVo, Alemania) para restauraciones Bulk Fill. De acuerdo con los datos del fabricante, el sistema SonicFill<sup>™</sup>, es un sistema único de llenado Bulk Fill, activado por ultrasonido, compuesto por una pieza de mano especialmente diseñada y una resina compuesta en puntas. La resina compuesta es una combinación de compuestos fluidos y universales e incorpora una resina patentada altamente llena con modificadores especiales que reaccionan a la energía sónica. A medida que la energía sónica se aplica a la pieza de mano con cinco niveles diferentes de fluidez, el modificador hace que la viscosidad disminuya (hasta 87%), aumentando la fluidez del compuesto. Cuando se detiene la energía sónica, el compuesto vuelve a un estado más viscoso y sin dificultad para tallar y contornear. Además, el fabricante informa que el aumento de los niveles de foto iniciadores en el material compuesto permite una

profundidad completa de 5 mm de curado en 20 segundos con una fuente de luz de 550 mW / cm<sup>2</sup> (Alrahlah et al., 2014). Esta resina también está indicada en clases I y II prescindiendo de una cubierta oclusal (Núñez et al., 2015).

### **SonicFill™**

Es el único material para obturación Bulk Fill del mercado activado con energía sónica que permite obturar cavidades de hasta 5 mm en un solo paso. Los modificadores especiales de resinas compuestas de baja contracción y carga elevada de relleno reaccionan ante la activación sónica aplicada con la pieza de mano de SonicFill™, gracias a lo cual se reduce drásticamente la viscosidad durante la colocación, a la vez que se obtiene una excelente adaptación a las paredes de la cavidad. A continuación, la resina compuesta recupera un estado consistente que se puede esculpir, lo cual permite realizar el proceso de contorneado de la anatomía de forma rápida y eficaz. Durante la fase de esculpido, la resina compuesta alcanza una consistencia de cera no adherente y resulta muy fácil de manipular. Las principales características del SonicFill™ son: máxima adaptación, profundidad de polimerización de 5 mm y no presenta vacíos por burbujas en la resina compuesta. La activación sónica ofrece ventajas adicionales al comportamiento de la resina compuesta, que no se podrían obtener de otro modo. Un estudio realizado en la Universidad de Nueva York en Buffalo ha demostrado que, gracias al cambio de viscosidad, no se forman vacíos durante la colocación de la resina compuesta SonicFill™, a diferencia de otros composites normales o fluidos disponibles en el mercado (SonicFill™ Portfolio).

### **Tetric® N-Ceram Bulk Fill**

El foto-iniciador único desarrollado por Ivoclar Vivadent (AG, Liechtenstein) proporciona una polimerización rápida y completa para capas de 4 milímetros. Ivocerin es un potenciador de la polimerización incorporado al sistema estándar de fotoiniciadores, que ofrece una gran reacción a las lámparas de polimerización en

comparación con la canforquinona y el Lucirin. La translucidez, el color y la profundidad de polimerización no están comprometidos, como es el caso de los composites que contienen sólo iniciadores convencionales. La alta reactividad del Ivocerin permite que la translucidez del material se establezca a un nivel que asegure una máxima estética al tiempo que permite tiempos cortos de exposición de tan sólo 10 segundos. ( $\geq 1,000 \text{ mW} / \text{cm}^2$ ). Para evitar filtraciones marginales sólo deben usarse resinas compuestas con la técnica Bulk Fill que tengan una contracción reducida, así como un bajo estrés de contracción. Un liberador especial de estrés de contracción se ha integrado a la composición de rellenos de Tetric<sup>®</sup> N-Ceram Bulk Fill, gracias a su bajo módulo de elasticidad, actúan como muelles microscópicos durante el proceso de polimerización, lo que reduce el estrés de contracción. El resultado es una óptima integridad marginal. Y las fuerzas de contracción son comprables a las que se producen en resinas compuestas probados de 2 milímetros.

Normalmente, para modelar y contornear incrementos monolíticos de 4 mm se requiere más tiempo, especialmente si se reconstruyen cúspides. Tetric<sup>®</sup> N-Ceram Bulk Fill contiene un filtro patentado inhibidor de la sensibilidad a la luz operatoria y luz ambiente, que asegura un tiempo de trabajo y modelado superior. El filtro inhibidor de sensibilidad lumínica actúa como un escudo, en cambio, no retrasa la polimerización cuando se inicia con una lámpara de polimerización (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein).

### **Propiedades mecánicas**

La resistencia a la compresión se utiliza para evaluar las propiedades mecánicas de los materiales de restauración dental. Dado que la mayoría de las fuerzas masticatorias entran en la categoría de fuerzas de compresión, la evaluación de la durabilidad de los materiales restauradores en tales condiciones es de gran importancia (Mohandesi et al., 2007).

Los fabricantes afirman que los materiales Bulk Fill tienen una mayor profundidad de curado y menor tensión de contracción inducida por polimerización debido a la tecnología como "moduladores de polimerización", que dicen permitir una cierta cantidad de flexibilidad y estructura de red optimizada durante la polimerización (Surefil, 2013).

La evaluación del grado de conversión de monómero a polímero entre estas resinas Bulk Fill no dice mucho de sus propiedades mecánicas, debido a que al presentar distintos monómeros y/o modificaciones en ellos, se expresan en propiedades y conformación molecular distinta, por lo que un mayor grado de conversión en una resina compuesta con distintos componentes no significa necesariamente mejores propiedades mecánicas (Czasch y Ilie, 2013).

Las resinas compuestas del tipo Bulk Fill tienen una baja contracción de polimerización en comparación con las resinas compuestas convencionales, y la reducción de la deflexión cuspídea (El-Damanhoury y Platt 2014; Rosatto et al., 2015).

Se ha observado que el desarrollo de estrés de polimerización es menor en resinas Bulk Fill en comparación con resinas compuestas convencionales y resinas compuestas convencionales fluidas (Ilie y Hickel, 2011; El-Damanhoury y Platt, 2014).

La resistencia a la flexión es una medida de la resistencia a la fractura de un material (Heintze et al., 2011). La resistencia a la compresión tiene un papel importante en el proceso de masticación (Silva y Dias, 2009).

## II. Planteamiento del Problema

Las resinas compuestas para restauraciones directas se utilizan a nivel mundial debido a sus propiedades conservadoras junto con la buena estética y la facilidad de trabajo. La colocación de restauraciones de resina compuesta en dientes posteriores no está exenta de limitaciones, se recomienda una técnica de estratificación incremental de 2 milímetros entre capa y capa. La técnica incremental de la resina compuesta puede llevar mucho tiempo de trabajo y puede conducir a la formación de espacios entre capas si no se lleva a cabo de forma efectiva, las áreas de resina compuesta no curada o parcialmente curada pueden permanecer en la base o entre capas en la parte inferior de cada incremento, esto puede conducir a la reducción de la resistencia de la resina compuesta, disminuir el sellado adecuado de la restauración o causar sensibilidad postoperatoria y el fracaso temprano de la restauración. Las propiedades mecánicas de las resinas compuestas tienen un papel significativo en la eficacia, longevidad del diente y su restauración. La resistencia a la compresión y a la flexión son las propiedades mecánicas más importantes de las resinas compuestas en posterior, por lo cual es importante estudiar las propiedades de las nuevas resinas Bulk Fill, para su mayor implementación en la práctica odontológica.



### **III. OBJETIVOS**

#### **III. 1 OBJETIVO GENERAL**

Determinar cuál sistema de resina mono-incremental nano híbrida SonicFill™ de la casa comercial Kerr Corp. o Tetric® N-Ceram Bulk Fill de Ivoclar Vivadent tiene mayor resistencia a la compresión y flexión.

#### **III.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS**

1. Medir cual es la resistencia a la compresión y a la flexión del sistema de resina monoincremental nano híbrida: SonicFill™ .
2. Medir cual es la resistencia a la compresión y a la flexión del sistema de resina monoincremental nano híbrida: Tetric® N-Ceram Bulk Fill.
3. Comparar la resistencia a la compresión y a la flexión de dos sistemas de resina monoincremental nano híbrida: SonicFill™ y Tetric® N-Ceram Bulk Fill.

## IV. METODOLOGÍA

### IV.1 Sujeto experimental

El diseño de estudio fue experimental *in vitro*, para los criterios de inclusión se tomaron en cuenta las muestras que no presentaran burbujas y/o fractura. Para los criterios de exclusión se tomaron en cuenta muestras que no sean SonicFill™ y Tetric® N-Ceram Bulk Fill de uso vigente, muestras que no tengan las medidas previamente establecidas y muestras que presenten irregularidades en la superficie.

### IV.2 Métodos

Se dividieron las muestras en 4 grupos: A, B, C y D.

#### Grupo A:

10 muestras de SonicFill™ fueron preparadas por el mismo investigador de acuerdo con Las Especificaciones de los Materiales de Restauración a base de Polímeros (ISO 4049, 2013) con medidas de 25 mm de largo, 2 mm de ancho y 2 mm de altura, utilizando un molde prefabricado de aluminio (fig. 1).

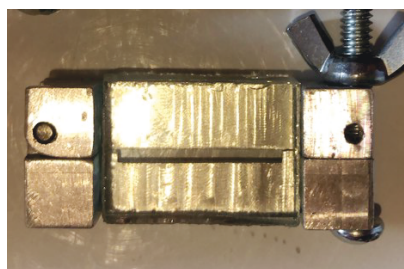


Figura 1

1. Se colocó el Compul de resina SonicFill™ en la pieza de mano sónica especificada por el fabricante marca KaVo Kerr. (fig. 3)



Figura 3.

2. Se comenzó a colocar la resina en el molde por medio de la pieza de mano SonicFill (fig. 4).



Figura 4.

3. Se llenaron los moldes de una sola intención y se retiraron excedentes de la resina con una espátula teflonada especialmente para este material marca Hu-Friedy modelo TNCIGFT2.

4. Para asegurarnos de tener una superficie uniforme y sin excedentes, se colocó una matriz de celuloide sobre la resina en molde y sobre este se colocó una loseta de vidrio transparente. (fig. 5)

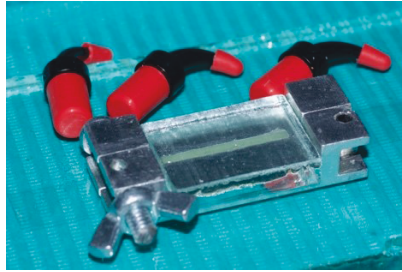


Figura 5.

5. Las muestras fueron fotocuradas por una lámpara VALO<sup>®</sup> Cordless durante 40 segundos de acuerdo con las instrucciones del fabricante (fig. 6).



Figura 6.

6. Se retiró la matriz de celuloide y la loseta de vidrio del molde, se colocó glicerina para la polimerización de la capa inhibida de oxígeno de la resina (fig. 7 y 8 ) y se fotocuró.

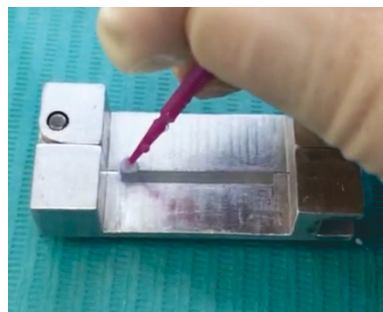


Figura 7.

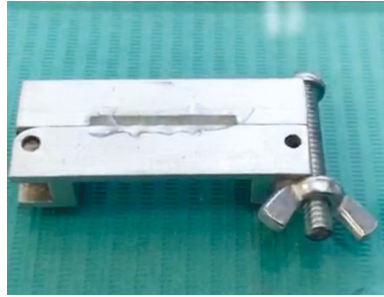


Figura 8.

7. Se retiró la resina del molde (fig. 9).



Figura 9.

8. Una vez elaboradas las muestras, se procedió a pulir los bordes de las muestras de resina con discos de pulido Superfrix de la casa comercial TDV con el objetivo de eliminar los excesos (fig. 10).



Figura 10.

9. Se limpiaron las muestras con agua.

10. Se procedió a medir con el calibrador electrónico las muestras con el objetivo de verificar que estas tengan las medidas previamente mencionadas (fig. 11 y 12).



Figura 11.



Figura 12.

11. Las muestras se almacenaron 24 horas antes de la prueba de resistencia a la flexión en agua bidestilada (fig. 13).

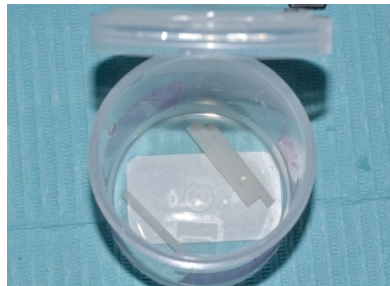


Figura 13.

12. Las pruebas de flexión se realizaron con una máquina de ensayo universal CMS Metrology a una velocidad de cruce de 1 mm / min según las especificaciones de la norma ISO 4049 (fig. 14).

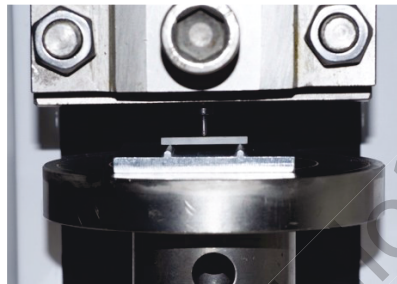


Figura 14.

#### **Grupo B:**

10 muestras de Tetric® N-Ceram Bulk Fill fueron preparadas por el mismo investigador de acuerdo con Las Especificaciones de los Materiales de Restauración a base de Polímeros (ISO 4049, 2013) de medidas de 25 mm de largo, 2 de ancho y 2 mm de altura, utilizando un molde prefabricado de aluminio (fig. 1)

1. Se colocó el material de resina de manera convencional en una sola intención sobre el molde (fig. 15)



Figura 15.

2. Se moldeó y retiraron excedentes de la resina con una espátula teflonada especialmente para este material marca Hu-Friedy modelo TNCIGFT2.

3. Para asegurarnos de tener una superficie uniforme y sin excedentes, se colocó una matriz de celuloide sobre la resina del molde y sobre este se colocará una loseta de vidrio transparente.

4. Las muestras fueron fotocuradas por una lámpara VALO<sup>®</sup> Cordless durante 40 segundos de acuerdo con las instrucciones del fabricante.

5. Se retiró la matriz de celuloide y la loseta de vidrio del molde y se colocó glicerina para la polimerización de la capa inhibida de oxígeno de la resina (fig. 7 y 8) y se fotocuró.

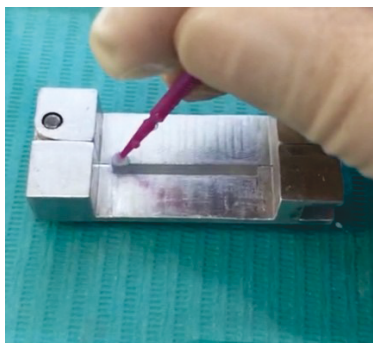


Figura 7.



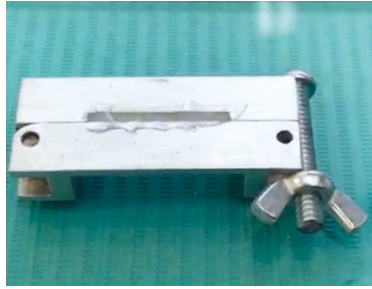


Figura 8.

6. Se retiró la resina del molde (fig. 9).

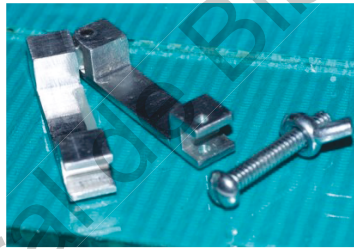


Figura 9.

7. Una vez elaboradas las muestras, se procedió a pulir los bordes de las muestras de resina con discos de pulido Superflin de la casa comercial TDV con el objetivo solo de eliminar los excesos (fig. 10).



Figura 10.

8. Se limpiaron las muestras con agua.

9. Se procedió a medir con el calibrador electrónico las muestras de prueba solo para verificar que estas tuvieran las medidas previamente mencionadas (fig. 12).



Figura 12.

10. Las muestras se almacenaron 24 horas antes de la prueba de resistencia a la flexión en agua bidestilada (fig. 13)



Figura 13.

11. Las pruebas de flexión se realizaron con una máquina de ensayo universal CMS Metrology a una velocidad de cruce de 1 mm / min según las especificaciones de la norma ISO 4049 (fig. 14).

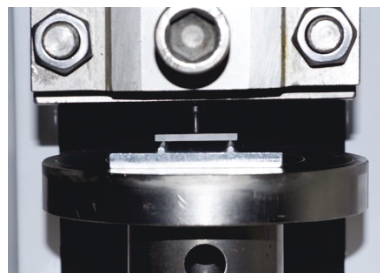


Figura 14.

### Grupo C:

Diez muestras cilíndricas de cada material SonicFill™ fueron preparadas por el mismo investigador de acuerdo con la especificación número 27 de la Asociación Americana de Odontología (ADA) 27 (3 mm de diámetro x 6 mm de altura) usando un molde prefabricado de aluminio (fig. 2).

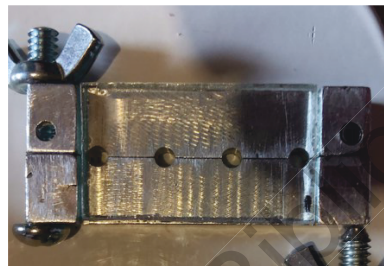


Figura 2.

1. Se colocó el compul de resina SonicFill™ en la pieza de mano sónica especificada por el fabricante marca KaVo (fig 3.).



Figura 3.

2. Se comenzó a colocar la resina en el molde por medio de la pieza de mano sónica antes mencionada.

3. Se llenaron los moldes con una capa de resina de 5 mm, se procedió a polimerizar

con la lámpara de fotocurado VALO® Cordless durante 40 segundos, posteriormente se colocó otra capa de resina de 1 mm, se retiraron excedentes con una espátula teflonada especialmente para este material marca Hu-Friedy modelo TNCIGFT2 (fig. 16).

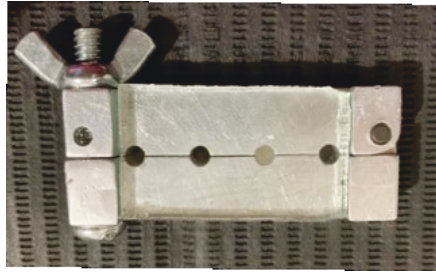


Figura 16.

4. Para asegurarnos de tener una superficie uniforme y sin excedentes, se colocó una matriz de celuloide sobre la resina en molde y sobre este una loseta de vidrio transparente (fig. 17).

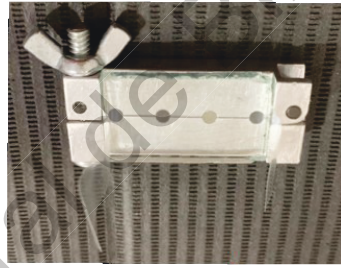


Figura 17.

5. Las muestras fueron fotocuradas por una lámpara VALO<sup>®</sup> Cordless durante 40 segundos de acuerdo con las instrucciones del fabricante (fig. 18).

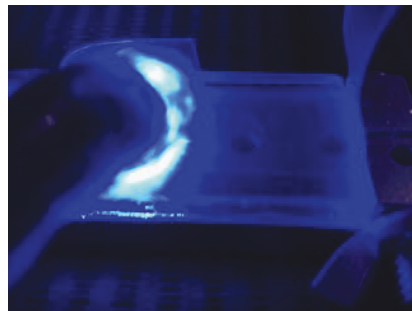


Figura 18.

6. Se retiró la matriz de celuloide y la loseta de vidrio del molde y se colocó glicerina para la polimerización de la capa inhibida de oxígeno de la resina (fig. 19).

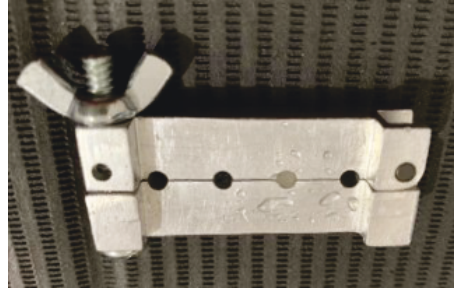


Figura 19.

7. Se retiró la resina del molde

8. Una vez elaboradas las muestras, se procedió a pulir los bordes de las muestras de resina con discos de pulido Superfrix de la casa comercial TDV con el objetivo solo de eliminar los excesos.

9. Se limpiaron las muestras con agua.

10. Se procedió a medir con el calibrador electrónico las muestras de prueba solo para verificar que estas tengan las medidas previamente mencionadas.

11. Las muestras se almacenaron 24 horas antes de la prueba de resistencia a la flexión en agua bidestilada.

12. Las pruebas de compresión se realizaron con una máquina de ensayo universal CMS Metrology a una velocidad de cruce de 1 mm / min (fig. 20).

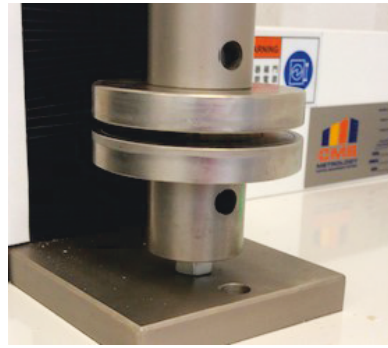


Figura 20.

**Grupo D:**

10 muestras cilíndricas de Tetric<sup>®</sup> N-Ceram Bulk Fill fueron preparadas por el mismo investigador de acuerdo con las especificaciones de la Asociación Americana de Odontología 27 (3 mm de diámetro x 6 mm de altura) usando un molde prefabricado de aluminio (fig. 2).

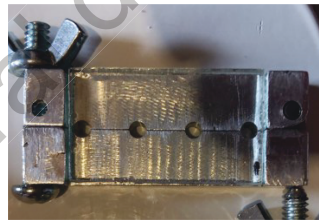


Figura 2.

1. Se llenaron los moldes con una capa de resina de 4 mm, se procedió a polimerizar con la lámpara de fotocurado VALO<sup>®</sup> Cordless durante 40 segundos, posteriormente se colocó otra capa de resina de 2 mm, se retiraron excedentes con una espátula teflonada especialmente para este material marca Hu-Friedy modelo TNCIGFT2.

2. Para asegurarnos de tener una superficie uniforme y sin excedentes, se colocó una matriz de celuloide sobre la resina en molde y sobre este una loseta de vidrio transparente (fig. 18).

3. Las muestras fueron fotocuradas por una lámpara VALO<sup>®</sup> Cordless durante 40 segundos de acuerdo con las instrucciones del fabricante (fig. 18).
4. Se retiró la matriz de celuloide y la loseta de vidrio del molde y se colocó glicerina para la polimerización de la capa inhibida de oxígeno de la resina (fig. 19).
5. Se retiró la resina del molde.
6. Una vez elaboradas las muestras, se procedió a pulir los bordes de las muestras de resina con discos de pulido de resinas con el objetivo solo de eliminar los excesos.
7. Se limpiaron las muestras con agua.
8. Una vez elaboradas las muestras, se procedió a pulir los bordes de las muestras de resina con discos de pulido Superflin de la casa comercial TDV con el objetivo solo de eliminar los excesos.
9. Las muestras se almacenaron 24 horas antes de la prueba de resistencia a la flexión en agua bidestilada.
10. Las pruebas de compresión se realizarán con una máquina de ensayo universal CMS Metrology a una velocidad de cruce de 1 mm / min (fig. 20).

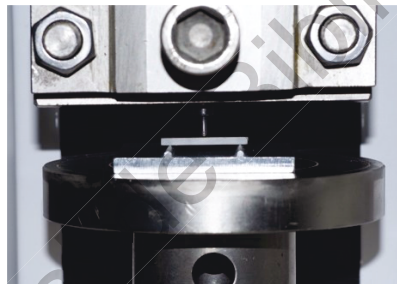
### IV.3 Mediciones y análisis.

Para la prueba de flexión se mandó a hacer una aditamento donde fue colocada la muestra, consiste en dos tubos de 2 mm de diametro y un tercer punto en medio de estos de 2mm de diametro.

Para la prueba de compresión se colocó la muestra de manera vertical entre dos placas metalicas, una superior y otra inferior.

Las pruebas fueron sumergidas en agua bidestilada 24 horas antes de hacer las pruebas en la maquina de ensayo universal.

Todas las muestras se sometieron a carga en la maquina de ensayo universal a una velocidad de cruce de 1 mm / min.



### Análisis estadístico

Se recolectaron los datos en una base de datos de Excel. Se aplicó la prueba Smirnov-Kolmogorov para determinar la distribución de las variables. Se utilizó la prueba t de student para determinar si existieron diferencias estadísticamente significativas entre grupos. La significancia estadística fue establecida cuando  $P \leq 0.05$ . Se utilizó el software de análisis estadístico GraphPad Prism.



## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

### V. Resultados

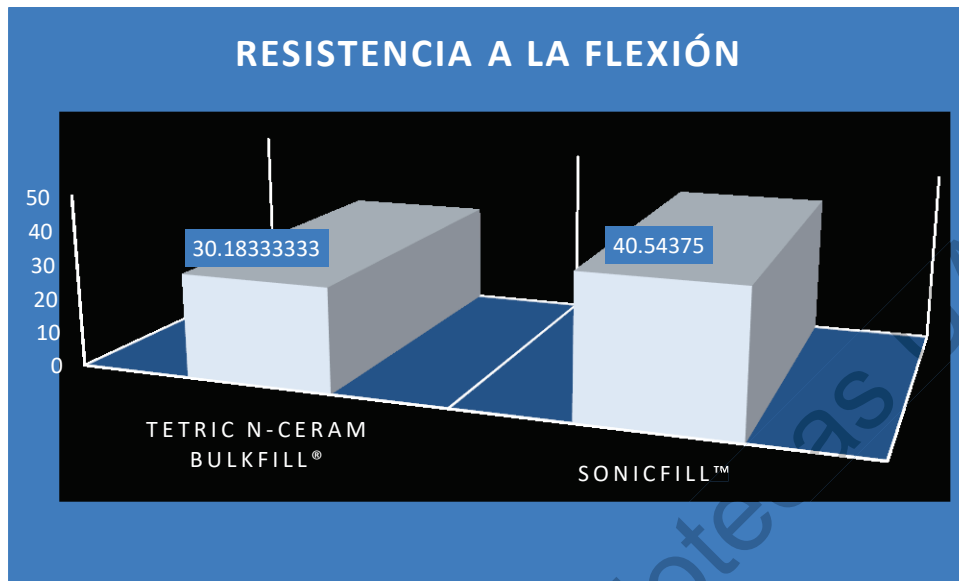
**Tabla 1.-** Comparación de los promedios de resistencia a la flexión de ambos materiales evaluados.

Tetric <sup>®</sup> N-Ceram Bulk Fill (n=9)	SonicFill <sup>™</sup> (n=8)	Valor de P
	X ± D.E (Rango)	
30.18 ± 1.73  (34.15 – 28.2)	40.54 ± 1.32  (43.35 – 39.6)	Resistencia a la Flexión  0.0001*

X: Promedio; D.E: Desviación Estándar. Prueba t de student.

En la tabla 1 se muestra la comparación de los promedios de resistencia a la flexión de ambos materiales (SonicFill<sup>™</sup> y Tetric<sup>®</sup> N-Ceram Bulk Fill), los resultados de P muestran que se rechaza la hipótesis nula. El p-valor es 0.0001 lo que es menor que alfa 0.05.

La resina SonicFill<sup>™</sup> tiene mayor resistencia a la flexión que la resina Tetric<sup>®</sup> N-Ceram Bulk Fill.



GRAFICA 1

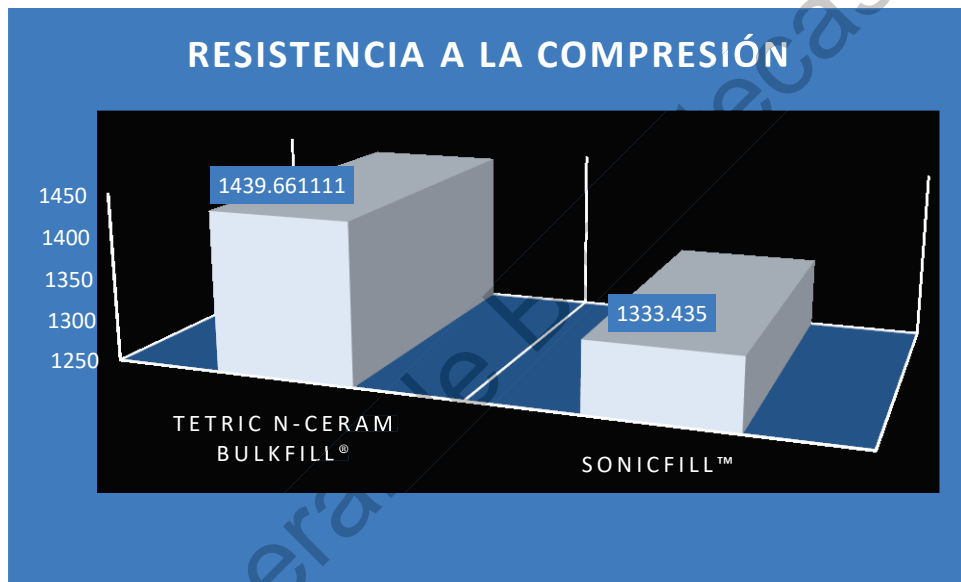
**Tabla 2.-** Comparación de los promedios de resistencia a la compresión de ambos materiales evaluados.

Tetric® N-Ceram Bulk Fill (n=9)	SonicFill™ (n=10)	Valor de P
	X ± D.E (Rango)	
1439.66 ± 141.45  (1618.95 – 1238.6)	1333.43 ± 98.96  (1495.7 1213.1)	Resistencia a la Compresión  0.0727

X: Promedio; D.E: Desviación Estándar. Prueba t de student.

En la tabla 2 se muestra la comparación de los promedios de resistencia a la compresión de ambos materiales (SonicFill™y Tetric® N-Ceram Bulk Fill), los resultados de P muestran que se acepta la hipótesis nula. El p-valor es 0.0727 lo que es mayor que alfa 0.05.

Las resina SonicFill™tiene menor resistencia a la compresión que la resina Tetric® N-Ceram Bulk Fill.



GRAFICA 2

## VI. Discusión

En este estudio se comparó la resistencia a la flexión y la resistencia a la compresión de las resinas Tetric<sup>®</sup> N-Ceram Bulk Fill y SonicFill<sup>™</sup>. Las muestras de resistencia a la flexión se elaboraron según Las Especificaciones de los Materiales de Restauración a base de Polímeros (ISO 4049, 2013) de 25 mm de largo, 2 mm de ancho y 2 mm de alto, utilizando un molde prefabricado de aluminio. Para la resistencia a la compresión se realizaron las muestras de acuerdo con La especificación número 27 de la Asociación Americana de Odontología (ADA-27,1993) de 3 mm de diámetro por 6 mm de altura usando un molde prefabricado de aluminio.

El grupo experimental estuvo compuesto por 40 muestras de las cuales se excluyeron 4, en total se estudiaron 36 muestras divididas en 4 grupos, 17 muestras para la resistencia a la flexión y 19 para la resistencia a la compresión.

Para las pruebas se utilizó la máquina de ensayo universal, en las pruebas de resistencia a la flexión y compresión se utilizó una velocidad crucero de 1 mm/min.

Las restauraciones posteriores directas juegan un papel importante en la odontología, pero el logro de resultados predecibles y exitosos sigue siendo una preocupación para los profesionales en odontología, debido a la sensibilidad de la técnica y los numerosos pasos necesarios para una colocación adecuada. Los materiales restauradores y los dientes generalmente están sujetos a fuerzas tanto de compresión como de flexión, por lo que las pruebas de resistencia a la flexión y la compresión son muy importantes para probar y determinar las propiedades mecánicas de los materiales.

Las Especificaciones de los Materiales de Restauración a base de Polímeros (ISO 4049, 2013) ha establecido 80 MPa como la resistencia a la flexión mínima para

materiales de relleno y restauración a base de polímeros declarados adecuados y aceptables para restauraciones que involucren superficies oclusales externas.

La importancia de este estudio radica en que ante la existencia de nuevos materiales de resina tipo Bulk Fill, era necesario evaluar la resistencia a la compresión y resistencia a la flexión de estos ya que ambas se reproducen en el proceso masticatorio y se consideran indicadores de la durabilidad de la restauración.

Fronza et al. (2015) han demostrado que la utilización de materiales compuestos de resina Bulk Fill en restauraciones posteriores reduce la deflexión cuspídea, en recientes publicaciones se demuestra que también reduce el estrés de polimerización (Rosatto, 2015 ;Van Ende, 2017) así como que aumenta la resistencia a la fractura (Leprince, 2014)

En un reciente ensayo clínico aleatorizado, controlado y prospectivo, Van Dijken y Pallesen (2016) evaluaron la eficacia de una resina fluida Bulk Fill en restauraciones posteriores y la compararon con una resina compuesta convencional de 2 mm de grosor y con adhesivo de autograbado durante un seguimiento de 3 años, los hallazgos indicaron que no hubo una diferencia importante entre los dos grupos de restauración en términos de las variables evaluadas. Los investigadores concluyeron que 3 años después de la aplicación, la técnica de Bulk Fill mostró resultados clínicos altamente aceptables que eran comparables a la técnica convencional incremental de 2 mm. También se observaron hallazgos similares en otro estudio reciente que comparó la durabilidad clínica de 3 años del compuesto de resina Bulk Fill, SDR (Smart Dentine Replace - Dentsply), con las restauraciones de compuestos de resina nanohíbrida basadas en restauraciones clase I y II.

En el artículo Comparative Mechanical Properties of Bulk-Fill Resins de Atabek Didem et al. (2017) pudieron concluir que las propiedades físicas del sistema

SonicFill™ demostraron resultados para pruebas de resistencia a la flexión comparables a las resinas compuestas universales, mientras que las pruebas de resistencia a la compresión revelaron resultados superiores a los otros materiales de Bulk Fill. Debido a la capacidad de colocar restauraciones con un solo incremento de hasta 5 mm y la facilidad de uso, mediante estudios in vitro e in vivo adicionales, el sistema SonicFill™ puede ser una alternativa para las restauraciones posteriores. Los valores de resistencia a la compresión para el sistema SonicFill™ (316.596 ± 22.23) y la resina compuesta universal posterior G-aenial (287.9498 ± 28.12) fueron significativamente mayores que las SDR (218.6399 ± 18.79) y Tetric EvoCeram (203.6807 ± 26.53) ( $p < 0.001$ ). En este artículo no se observó una diferencia significativa entre el sistema SonicFill™ y la resina compuesta posterior universal ( $p = 0.061$ ). No se observaron diferencias significativas entre SDR y Tetric EvoCeram ( $p = 0.518$ ).

Sabemos que no existe actualmente literatura que hable de resistencia a la flexión y compresión que compare a las resinas Tetric® N-Ceram Bulk Fill y SonicFill™, sin embargo, por las pruebas realizadas en este estudio podemos observar que la resina SonicFill™ es más resistente a la flexión que la Tetric® N-Ceram Bulk Fill y esta última es más resistente a la compresión, con estos resultados podemos sugerir el uso de ambas resinas el sector posterior.

## VII. Conclusión

En este estudio se demuestra que la resina Bulk Fill SonicFill™ presenta una mayor resistencia a la flexión en comparación con la resina Tetric® N-Ceram Bulk Fill y esta última muestra mejores resultados para la Resistencia a la compresión en comparación a la SonicFill™. La resistencia a la compresión tiene un papel importante en el proceso de masticación, ya que varias de las fuerzas masticatorias tienen una naturaleza compresiva. Además, las propiedades relacionadas con la fractura de un material generalmente se determinan mediante pruebas de resistencia a la flexión y son especialmente importantes si el material se utiliza para cavidades de Clase I, II o IV, que generalmente están sometidas a fuerzas elevadas.

## VIII. REFERENCIAS

Agency for Toxic Substances and Disease Registry.

Alrahlah., N Silikas., y D C Watts. 2014. Post-Cure Depth of Cure of Bulk Fill Dental Resin-Composites. *Dent Mater.* 30 (2). 149–54.

Anusavice., y Kenneth J. 2004. *Phillips Ciencia de Los Materiales Dentales.*

Bahramian., Niloofer., Mohammad Atai., y Mohammad Reza Naimi-Jamal. 2015. Ultra-High-Molecular-Weight Polyethylene Fiber Reinforced Dental Composites: Effect of Fiber Surface Treatment on Mechanical Properties of the Composites. *Dent Mater.* 31 (9). 1022–29.

Banava., Sepideh., y Saman Salehyar. 2008. In Vitro Comparative Study of Compressive Strength of Different Types of Composite Resins in Different Periods of Time. *Iran J Pharm Res.* 4 (1). 69–74.

Bowen, R L., 1963. Properties of a Silica-Reinforced Polymer for Dental Restorations. *J Am Dent Assoc.* 66 (1). 57–64.

Brownawell., Amy M., Stanley Berent., Robert L Brent., James V Bruckner., John Doull., Eric M Gershwin., Ronald D Hood., Genevieve M Matanoski., Raphael Rubin., y Bernard Weiss. 2005. "The Potential Adverse Health Effects of Dental Amalgam." *Toxicological Reviews* 24 (1). 1–10.

Cara, R R., Fleming., Palin., Walmsley., y F J T Burke. 2007. "Cuspal Deflection and Microleakage in Premolar Teeth Restored with Resin-Based Composites



with and without an Intermediary Flowable Layer." *J Dent.* 35 (6). 482–89.

Culbertson., Bill M., Qichun Wan., y Yuhua Tong. 1997. "Preparation and Evaluation of Visible Light-Cured Multi-Methacrylates for Dental Composites." *J Macromol Sci.* 34 (12). 2405–21.

Czasch., Pascal., y Nicoleta Ilie. 2013. "In Vitro Comparison of Mechanical Properties and Degree of Cure of Bulk Fill Composites." *Clin Oral Investig.* 17 (1). 227–35.

Drummond., y James L. 2008. "Degradation, Fatigue, and Failure of Resin 38 Dental Composite Materials." *J Dent Res.* 87 (8). 710–19.

Duruibe., Ogwuegbu., y J N Egwurugwu. 2007. "Heavy Metal Pollution and Human Biotoxic Effects." *Int. J. Phys. Sci. Language.* 2 (5). 112–18.

Echeverría Pizarro., Sergio Andrés. 2006. "Estudio Comparativo in Vitro de La Microfiltración Marginal de Restauraciones Indirectas de Resina Compuesta Cementadas Con Cemento de Polimerización Dual Y Con Resina Fluida." Universidad de Chile.

Ehrmantraut., y Marcelo Bader Mattar. 1994. "Polimeración de Resinas Compuestas a Través de Estructuras Dentarias." *Rev. Fac. Odontol. Univ. Chile* 12 (2): 22–27.

El-Damanhoury., y Platt. 2014. "Polymerization Shrinkage Stress Kinetics and

Related Properties of Bulk-Fill Resin Composites." Oper Dent. 39 (4). 374–82.

Ferracane., Jack L. 1995. "Current Trends in Dental Composites." Crit Rev Oral Biol Med. 6 (4). 302–18.

2011. "Resin Composite, state of the Art." Dent Mater. 27 (1). 29–38.

Fleming., Garry J P., Mumtaz Awan., Paul R Cooper., y Alastair J Sloan. 2008. "The Potential of a Resin-Composite to Be Cured to a 4mm Depth." Dent Mater. 24 (4). 522–29.

Furness., Alan., Marko Yousef Tadros., Stephen W Looney., y Frederick A Rueggeberg. 2014. "Effect of Bulk/incremental Fill on Internal Gap Formation of Bulk-Fill Composites." J Dent. 42 (4). 439–49.

Heintze., Siegwand., Fürstentum Liechtenstein. 2011. "Relevance of in Vitro Tests of Adhesive and Composite Dental Materials." Schweiz. Monatsschr. Zahnmed. 121 (11). 1024–32.

Ilie, N., S Bucuta., y M Draenert. 2013. "Bulk-Fill Resin-Based Composites: An in Vitro Assessment of Their Mechanical Performance." Oper Dent. 38 (6). 618–25.

Ilie, Nicoleta., y Reinhard Hickel. 2011. "Investigations on a Methacrylate-Based Flowable Composite Based on the SDR<sup>TM</sup> Technology." Dent Mater. 27 (4). 348–55.

Ilie, Nicoleta., Andreas Keßler., y Jürgen Durner. 2013. "Influence of Various Irradiation Processes on the Mechanical Properties and Polymerisation Kinetics of Bulk-Fill Resin Based Composites." J Dent. 41 (8). 695–702.

Jung, M., K Eichelberger., y J Klimek. 2007. "Surface Geometry of Four Nanofiller and One Hybrid Composite after One-Step and Multiple-Step Polishing." Oper Dent. 32 (4). 347–55.

Kramer, N., Ulrich Lohbauer., FRANKLIN., Garcia-Godoy., y Roland Frankenberger. 2008. "Light Curing of Resin-Based Composites in the LED Era." Am J of Dent. 21 (3). 135.

Labella, R., Paul Lambrechts., Bart Van Meerbeek., y Guido Vanherle. 1999. "Polymerization Shrinkage and Elasticity of Flowable Composites and Filled Adhesives." Dent Mater. 15 (2). 128–37.

Leprince., Julian G., Philippe Leveque., Bernard Nysten., Bernard Gallez., Jacques Devaux., y Gaetane Leloup. 2012. "New Insight into the 'depth of Cure' of Dimethacrylate-Based Dental Composites." Dent Mater. 28 (5). 512–20.

Lynch, C D., y N H F Wilson. 2013. "Managing the Phase-down of Amalgam: Part I. Educational and Training Issues." Br Dent J. 215 (3). 109–13.

Lynch., Christopher Daniel., Kevin B Frazier., R J McConnell., I R Blum, and N H F Wilson. 2010. "State-of-the-Art Techniques in Operative Dentistry: Contemporary Teaching of Posterior Composites in UK and Irish Dental Schools." Br Dent J. 209 (3). 129–36.

Malhotra., Neeraj., M Kundabala., y A Shashirashmi. 2010. "Strategies to Overcome Polymerization Shrinkage-Materials and Techniques. A Review." Dent Update 37 (2). 115–25.

Meyer, G R., C P Ernst., y B Willershausen. 2003. "Determination of Polymerization Stress of Conventional and New 'clustered' Microfill- Composites in Comparison with Hybrid Composites." J Dent Res. 81. 921.

Moezzyzadeh., Maryam. 2012. "Evaluation of the Compressive Strength of Hybrid and Nanocomposites." JDS 1. 24–29.

Mohandesi., Jamshid Aghazadeh., Mohammad Ali Rafiee., Vahid 40

Barzegaran., y Farhad Shafiei. 2007. "Compressive Fatigue Behavior of Dental Restorative Composites." Dent Mater J. 26 (6). 827–37.

Moore., B Keith., Jeffrey A Platt., Gilberto Borges., T M G Chu., y Iphigenia Katsilieri. 2008. "Depth of Cure of Dental Resin Composites: ISO 4049 Depth and Microhardness of Types of Materials and Shades." Oper Dent. 33 (4). 408–12.

Moszner., Norbert., Urs Karl Fischer., Beate Ganster., Robert Liska., y Volker Rheinberger. 2008. "Benzoyl Germanium Derivatives as Novel Visible Light

Photoinitiators for Dental Materials.” *Dent Mater.* 24 (7). 901–7.

Núñez., Camila Corral., Patricio Vildósola Grez., Cristian Bersezio Miranda., Edson Alves Dos Campos., y Eduardo Fernández Godoy. 2015. “REVISIÓN DEL ESTADO ACTUAL DE RESINAS COMPUESTAS BULK-FILL.” *Rev Fac Odontol Univ Antioq.* 27 (1).

Palin., William M., Garry J P Fleming., Henal Nathwani., F J Trevor Burke., y Ros C Randall. 2005. “In Vitro Cuspal Deflection and Microleakage of Maxillary Premolars Restored with Novel Low-Shrink Dental Composites.” *Dent Mater.* 21 (4). 324–35.

Peutzfeldt, Anne. 1997. “Resin Composites in Dentistry: The Monomer Systems.” *Eur J Oral Sci.* 105 (2). 97–116.

Roggendorf., Matthias J., Norbert Krämer., Andreas Appelt., Michael Naumann., y Roland Frankenberger. 2011. “Marginal Quality of Flowable 4- Mm Base vs. Conventionally Layered Resin Composite.” *J Dent.* 39 (10). 643–47.

Rosatto., C M P., A A Bicalho., C Veríssimo., G F Bragança., M P Rodrigues., D Tantbirojn., A Versluis., y C J Soares. 2015. “Mechanical Properties, Shrinkage Stress, Cuspal Strain and Fracture Resistance of Molars Restored with Bulk-Fill Composites and Incremental Filling Technique.” *J Dent.* 43 (12). 1519–28.

Rueggeberg., y Frederick A. 2002. “From Vulcanite to Vinyl, a History of Resins in Restorative Dentistry.” *J Prosthet Dent.* 87 (4). 364–79.

Sakaguchi., R L, W H Douglas., y MCRB Peters. 1992. "Curing Light 41

Performance and Polymerization of Composite Restorative Materials." J Dent. 20 (3). 183–88.

Schneider., Luis Felipe J., Larissa Maria Cavalcante., y Nick Silikas. 2010. "Shrinkage Stresses Generated during Resin-Composite Applications: A Review." J Dent Biomech.

Silva., Cecy Martins., y Katia Regina Hostilio Cervantes Dias. 2009. "Compressive Strength of Esthetic Restorative Materials Polymerized with Quartz-Tungsten-Halogen Light and Blue LED." Braz Dent J. 20 (1). 54–57.

Spencer., A J. 2000. "Dental Amalgam and Mercury in Dentistry." Aust Dent J. 45 (4). 224–34.

Stansbury., Jeffrey., y Christopher Bowman. 2010. "The Progress in Development of Dental Restorative Materials." Materials for Biomedical Applications, 72.

Surefil, S D R. 2013. "Flow Product Brochure (2010) Dentsply International."

Weinberg, Jack. 2010. "An NGO Introduction to Mercury Pollution." International POPs Elimination.