



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO**

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**ESTUDIO COMPARATIVO DE PROPIEDADES FÍSICAS Y  
PRECLÍNICAS EN MATERIALES POLIMÉRICOS  
RESTAURATIVOS EN BLOQUE Y POR CAPAS.**

**T E S I S**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

**C I R U J A N O   D E N T I S T A**

P R E S E N T A:

JULIO CÉSAR REYES ÁVILA

TUTOR: Dr. FEDERICO HUMBERTO BARCELÓ SANTANA

ASESORES: CD. TERESA BAEZA KINGSTON

MTRO. ENRIQUE RÍOS SZALAY

MÉXICO D. F.

2014



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

*“La inteligencia consiste no sólo en el conocimiento,  
sino también en la destreza de aplicar los  
conocimientos en la práctica.”*

Aristóteles

## **DEDICATORIA**

**Dedico este trabajo a:**

**A la UNAM, la máxima casa de estudios y una  
segunda casa para mí, a mi familia, a mis  
profesores, a mis amigos y colegas que tuve el  
gusto de conocer durante mis  
estudios de licenciatura.**

## AGRADECIMIENTOS

A Dios por darme la vida y además otorgarme las habilidades y virtudes necesarias para poder llegar a este punto y cumplir con este gran objetivo.

A mis papás Julio Reyes y Yolanda Ávila, a mi hermana Beatriz Reyes que sin duda son las personas más importantes de mi vida, gracias a su infinito amor y apoyo constante e incondicional eh logrado concluir con este proyecto.

Al Dr. Federico Barceló por brindarme su conocimiento, su tiempo, apoyo, por guiarme, por confiar en mí para desarrollar este trabajo, por enseñarme y reforzar por medio del trabajo valores como la responsabilidad, perseverancia y paciencia.

Al Mtro. Enrique Ríos Szalay por brindarme su tiempo, sus consejos, por todas la enseñanzas adquiridas en el servicio social y por facilitar los medios para asistir a distintos congresos.

A la Doctora Tere Baeza por alentarme a superarme en todos sentidos, por ser una excelente maestra y asesora de tesis.

A la especialista, profesora y amiga Trilse M. Virgilio por inducirme a este grandioso mundo de la investigación, por escucharme, aconsejarme y por confiar en el trabajo que realizo día a día.

A la Mtra. Abigail Flores L. y al Mtro. C. Pierre Gámez por su ayuda, participaron y consejos durante y después la realización de la investigación.

A las casas comerciales *Ivoclar*, *Kerr*, *3M* y *Voco* que en colaboración con el Dr. F. Barceló y el Mtro. E. Ríos me facilitaron el material indispensable para la adecuada elaboración de este estudio.

A mi amigo Eric, Cinthia, Alejandra y Ana Karina por estar siempre presentes con su apoyo, compañía, y con su mano amiga.

Y a todas aquellas personas que de una u otra forma, colaboraron o participaron en la realización de esta investigación, hago extensivo mi más sincero agradecimiento.

## II.- ÍNDICE

1.- RESUMEN.....	1
2.- INTRODUCCIÓN.....	3
3.- ANTECEDENTES.....	5
4.- PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	28
5.- JUSTIFICACIÓN.....	29
6.-HIPÓTESIS.....	31
6.1 HIPÓTESIS NULA.....	31
7.-OBJETIVOS.....	32
7.1 GENERAL.....	32
7.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	32
8.- METODOLOGÍA.....	34
8.1 TIPO DE ESTUDIO.....	34
8.2 DEFINICIÓN DE VARIABLES.....	34
8.3 MUESTRA.....	35
8.4 MATERIALES Y MÉTODOS.....	36

8.4.1 PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACIÓN .....	38
8.4.2 PRUEBA DE FLEXIÓN .....	41
8.4.3 PRUEBA DE CONTRACCIÓN (RAPIDEZ DE POLIMERIZACIÓN Y % DE ENCOGIMIENTO) .....	51
8.4.4 PRUEBA DE RESISTENCIA AL DESALOJO .....	54
8.4.5 OBTENCIÓN DE VALORES DE LA INTERFACE ENTRE EL MATERIAL DE RESTAURACIÓN Y EL TEJIDO DENTARIO .....	66
9.- RESULTADOS.....	67
9.1 PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACIÓN .....	67
9.2 PROPIEDAD DE FLEXIÓN .....	68
9.3 RAPIDEZ DE POLIMERIZACIÓN Y % DE ENCOGIMIENTO .....	70
9.4 PRUEBA DE RESISTENCIA AL DESALOJO .....	72
9.5 OBTENCIÓN DE VALORES DE LA INTERFACE ENTRE EL MATERIAL DE RESTAURACIÓN Y EL TEJIDO DENTARIO .....	74
10.- DISCUSIÓN .....	77
11.- CONCLUSIONES .....	83



BIBLIOGRAFÍA .....	85
--------------------	----

## TABLAS

Tabla 1. Diferentes componentes de las resinas dentales y su función. ....	8
Tabla 2. Material de relleno de acuerdo al tamaño de partícula .....	15
Tabla 3. Tamaño de partícula.....	17
Tabla 4. Clasificación combinada de las resinas compuestas (Willems, 1993).....	18
Tabla 5. Definición de variables .....	34
Tabla 6. Resultados profundidad de polimerización.....	67
Tabla 7. En la tabla de profundidad de polimerización se muestran los grupos en los que existe diferencia estadísticamente significativa . Tukey $p < 0.05$ .....	68
Tabla 8. Resultados de resistencia a la flexión.....	68
Tabla 9. En la tabla de resistencia a la flexión se muestran los grupos en los que existe diferencia estadísticamente significativa. Tukey $p < 0.05$ .....	69
Tabla 10. Resultados de la medición del módulo flexural. ....	69
Tabla 11. En la tabla de módulo flexural se muestran los grupos en los que existe diferencia estadísticamente significativa . Tukey $p < 0.05$ .....	70
Tabla 12. Resultados de rapidez de polimerización.....	70

Tabla 13. En la tabla de rapidez de polimerización se muestran los grupos en los que existe diferencia estadísticamente significativa. Tukey $p < 0.05$ . .....	71
Tabla 14. Resultados de % de encogimiento. ....	71
Tabla 15. Resultados de la prueba de resistencia al desalajo con sistema adhesivo.....	72
Tabla 16. Resultados de la prueba de resistencia al desalajo sin sistema adhesivo.....	73
Tabla 17. Resultados de la obtención de valores de la interface entre el material de restauración y el tejido dentario con sistema adhesivo visto por esmalte. ....	74
Tabla 18. Resultados de la obtención de valores de la interface entre el material de restauración y el tejido dentario con sistema adhesivo visto por dentina.....	74
Tabla 19. Resultados de la obtención de valores de la interface entre el material de restauración y el tejido dentario sin sistema adhesivo visto por esmalte. ....	75
Tabla 20. Resultados de la obtención de valores de la interface entre el material de restauración y el tejido dentario sin sistema adhesivo visto por dentina. ....	75

## FIGURAS

Figura 1. Componentes fundamentales de las resinas compuestas. ....	9
Figura 2. Componentes de las resinas compuestas. ....	9
Figura 3. Esquemas moleculares de diferentes monómeros. ....	10
Figura 4. Esquema molecular del silano. ....	11

Figura 5. Función del silano. ....	12
Figura 6. Descripción gráfica del tamaño de partículas .....	16
Figura 7. Nanoclúster. ....	16
Figura 8. Sistema adhesivo, resinas compuestas y lámpara utilizadas en el estudio. ....	36
Figura 9. Verificación de la temperatura y humedad en el laboratorio .....	38
Figura 10. Medición de la intensidad lumínica de la lámpara con radiómetro (mW/cm <sup>2</sup> )	40
Figura 11. Material y equipo utilizado para la prueba de profundidad de curado. ....	41
Figura 12. Material para realizar la prueba de flexión .....	42
Figura 13. Se realiza colocación de aceite de silicón al molde para muestra de flexión...	45
Figura 14. Llenado del molde con la resina <i>Sonic Fill™</i> .....	45
Figura 15. Fotopolimerización de la resina posterior a la colocación dentro del molde ....	46
Figura 16. Muestras dentro estufa de temperatura controlada 37±1 °C .....	46
Figura 17 y 18. Retirado de la muestra de flexión del molde donde se elaboro .....	47
Figura 19 y 20. Eliminación de excedentes de las muestras fotocuradas con ayuda de papel abrasivo grano 600. ....	47
Figura 21. Medición de la base y alto de cada una las muestras .....	48
Figura 22, 23 y 24. Almacenado de las muestras a 37±1 °C como la norma ISO lo indica. ....	48
Figura 25. Máquina <i>Instron®</i> preparada para realizar prueba de flexión .....	49

Figura 26. Pesado y dosificación de resina para realizar la muestra .....	53
Figura 27. Polimerización de la resina en el equipo de contracción.....	53
Figura 28 y 29. Selección de molares libres de caries y cálculo. ....	58
Figura 30 y 31. Montaje de molares sobre reglas previamente preparadas para dicho propósito con ayuda acrílico rosa autopolimerizable .....	58
Figura 32. Colocación del montaje en agua para evitar la deshidratación de los molares.....	59
Figura 33 y 34. Corte perpendicular de los molares con disco de diamante y cortes terminados sumergidos en agua. ....	59
Figura 35 y 36. Desgaste de la muestra para conseguir el grosor requerido mediante papel abrasivo en el pulidor metalográfico y medición con vernier para verificar el grosor de la muestra. ....	60
Figura 37 Fresas de carburo y diamante .....	60
Figura 38 Realización de cavidades en los cortes con fresa de diamante de bola y de balón de americano .....	60
Figura 39 y 40. Muestras con cavidad realizada .....	61
Figura 41, 42, 43, 44, 45 y 46. Limpieza y acondicionamiento de las muestras con el sistema adhesivo de autograbado.....	61
Figura 47, 48 y 49. Proceso de obturación de la cavidad con resina .....	62

Figura 50, 51 y 52. Pulido de las muestras con papel abrasivo grano 600, 1200 y 2000 por ambas caras. ....	62
Figura 53 y 54. Pulido con óxido de aluminio y un paño en el pulidor metalográfico.....	63
Figura 55. Lavado ultrasónico de las muestras para eliminar residuos de óxido de aluminio. ....	63
Figura 56. Grabado ácido de las muestras por ambas caras(ácido fosfórico 85%).....	64
Figura 57 y 58. Tinción de las muestras con fucsina al 5% y muestras después la realizarles la tinción.....	64
Figura 59, 60 y 61. Proceso paso a paso de la muestra durante la prueba de desalojo. .	65
Figura 62, 63 y 64. Microscopio y fotografías de una muestra a 1000x. ....	66

## GRÁFICAS

Gráfica 1. Resultados de profundidad de polimerización. ....	67
Gráfica 2. Resultados de resistencia a la flexión. ....	68
Gráfica 3. Resultados de la medición del módulo flexural.....	69
Gráfica 4. Resultados de rapidez de polimerización. ....	70
Gráfica 5. Resultados de % de encogimiento. ....	71
Gráfica 6. Resultados de la prueba de resistencia al desalojo con sistema adhesivo. ....	72
Gráfica 7. Resultados de la prueba de resistencia al desalojo sin sistema adhesivo. ....	73

Gráfica 8. Resultados de la obtención de valores de la interface entre el material de restauración y el tejido dentario con sistema adhesivo visto por esmalte y dentina. ....75

Gráfica 9. Resultados de la obtención de valores de la interface entre el material de restauración y el tejido dentario sin sistema adhesivo visto por esmalte y dentina. ....76

## 1.- RESUMEN

Las resinas compuestas y las técnicas de aplicación en la odontología estética restauradora conservadora son hoy en día un tema que genera discusión debido a los numerosos materiales que encontramos en el mercado y las técnicas de restauración que se conocen hasta el día de hoy, las cuales de acuerdo con cada casa comercial han sido modificadas gradualmente con el afán de mejorar las propiedades físicas y por ende los resultados clínicos.

El objetivo de este estudio fue comparar las propiedades físicas y preclínicas en resinas compuestas fotopolimerizables indicadas para colocarse en bloques de 4 y 5 mm(Bulk Fill) y tres indicadas para colocarse en incrementos de 2 mm.

Método.- se valoraron las resinas compuestas *Tetric® N-Ceram Bulk Fill Ivoclar*, *SonicFill® Kerr*, *Filtek™ Z 350 3M*, *Tetric® N-Ceram Ivoclar*, *Grandio®So Voco*. Las pruebas que se realizaron fueron: profundidad de polimerización y propiedad de flexión, de acuerdo a la norma ISO 4049, prueba de contracción, medida por el método de deflexión del vidrio, prueba de resistencia al desalojo con y sin uso de sistema adhesivo, propuesta por el Dr. F Barceló; profesor e investigador de la

facultad de Odontología UNAM y por último la obtención de la interface entre el material de restauración y el tejido dentario, de acuerdo a la especificación técnica ISO/TS 11405.

Se realizaron 10 muestras de cada una de las resinas utilizadas para el estudio. Por medio del análisis estadístico (ANOVA) de los resultados obtenidos se determinó la existencia de diferencias estadísticamente significativas.

Resultados: a) En profundidad de polimerización las muestras realizadas con resina compuesta *Tetric® N-Ceram Bulk Fill* reportaron el valor más alto (6.04mm), siguiendo la resina *SonicFill®* de la casa comercial *KERR* (5.7mm). b) En resistencia a la flexión la resina compuesta *Z350 3M* obtuvo el valor más alto (146.3 MPa). c) En cuanto a rapidez de polimerización la resina compuesta *SonicFill®* reporto la mayor rapidez (125.86 /s), en el % de encogimiento *SonicFill®* presento los valores más altos( 2.8%). d) En resistencia al desalojo con sistema adhesivo la resina compuesta *Tetric® N-Ceram Bulk Fill* obtuvo el valor más alto (35.3MPa) y sin sistema adhesivo se obtuvieron resultados similares, la resina compuesta *Tetric® N-Ceram Bulk Fill* fue la resina compuesta que obtuvo los más altos valores sin sistema adhesivo con 12.6MPa. e) En la medición de la interface entre material restaurador y tejido dentario el producto con la menor interface con sistema adhesivo visto por esmalte fue *Filtek™ Z 350* y *Grandio®So* con 6 micras y en la



medición de muestras con sistema adhesivo visto por dentina que presento la interface más pequeña fue *Filtek™ Z 350* con 5 micras, en la medición de muestras sin sistema adhesivo visto por esmalte la resina que presentó una interface más pequeña fue *SonicFill®* con 11 micras y por último la medición de muestras sin sistema adhesivo visto por dentina *Filtek™ Z 350* obtuvo 8 micras como mínimo. Se reportó una diferencia estadísticamente significativa ( $P < 0.05$ ) de los valores de las resinas incluidas en el estudio al comparar sus propiedades físicas.

## 2.- INTRODUCCIÓN

La preparación y colocación de restauraciones estéticas a base de resina compuesta en dientes posteriores es un procedimiento odontológico clínico del día a día. Éste incluye una serie de pasos, desde la preparación de la cavidad hasta la selección del material y posterior restauración por lo que es importante considerar los siguientes aspectos:

- Diseño de la preparación de la cavidad
- Estratificación correcta de la resina compuesta
- Tiempo e intensidad de polimerización.
- Terminado de la restauración

Es importante saber que las resinas convencionales al colocarse en cavidades significativamente grandes tienden a contraerse durante la fotopolimerización, la contracción será directamente proporcional a la cantidad de material colocado así como también la cantidad de superficies a las que se esté adhiriendo. La estratificación de la resina compuesta en capas máximo de 2 mm (*Pilo et al., 1999, Sakaguchi et al., 1992*)<sup>1,2</sup>, puede consumir mayor tiempo e implica un mayor riesgo de introducir burbujas de aire o contaminantes entre las capas (*Flury et al., 2012*)<sup>3</sup>.

Existe un factor importante que es el stress de polimerización que se produce en la interface dental (diente-adhesivo-resina compuesta), especialmente en cavidades grandes, por lo que el gremio odontológico, sigue buscando el material y las técnicas más sencillas y eficaces para superar estas condiciones, las cuales repercuten en la adhesión y servicio clínico. Ésta es una de las razones principales por lo que llama mucho la atención novedosas resinas por ejemplo *Tetric® N-Ceram Bulk Fill*, la cual de acuerdo al fabricante podemos aplicar en incrementos de hasta 4 mm sin estratificar y una con indicación de incrementos de 5 mm con sistema sónico *SonicFill® Kerr*.

Poca información científica existe sobre el desempeño físico y preclínico de estas propuestas, por lo que en este estudio nos abocamos a realizar una valoración comparativa entre estas dos resinas y tres resinas de uso en capas no mayores de

dos milímetros, en pruebas in vitro, físicas y preclínicas, para poder tener un conocimiento previo que nos permita hacer la mejor selección de estas, las pruebas que se realizaron fueron: profundidad de polimerización y propiedad de flexión, de acuerdo a la norma ISO 4049<sup>4</sup>, prueba de contracción; obteniendo datos como lo son la rapidez de polimerización y % de encogimiento, medida por el método de deflexión del vidrio<sup>5</sup>, prueba de resistencia al desalajo con y sin uso de sistema adhesivo, propuesta por el Dr. Barceló<sup>6</sup>, obtención de la interface entre el material de restauración y el tejido dentario, de acuerdo a la especificación técnica ISO/TS 11405.<sup>7</sup>

### **3.- ANTECEDENTES**

Históricamente, los silicatos fueron los primeros materiales restauradores considerados estéticos desarrollados seguidos de las resinas acrílicas, pero definitivamente el desarrollo de las resinas compuestas hizo la diferencia debido a sus mejores propiedades a diferencia de los materiales que se estaban utilizando hasta entonces. Las resinas compuestas son materiales dentales sintéticos utilizados como material restaurativo y que han evolucionado en diferentes aspectos para proporcionar una mejor calidad de vida al paciente y especialmente buscan brindar la estética adecuada acorde a las características propias del diente tratado. Cada vez se utilizan más los materiales de restauración estéticos para lograr

sustituir la estructura dental perdida, los cambios de color en el diente, o rediseñar su forma para mejorar la estética dental. <sup>8</sup>

Las resinas compuestas, son consideradas un material multifásico, que muestra propiedades de dos fases complementarias, obteniendo como resultado, un material con propiedades mejoradas. Así, se compone de: una matriz orgánica polimerizable y un relleno cerámico, unidos mediante un agente de acople (*vinil trietoxi silano o metacriloxipropil-trimetoxi silano*), que genera un enlace covalente entre las partículas de relleno con la matriz polimérica. Las partículas de relleno se adicionan a la fase orgánica mejorando las propiedades físico-mecánicas de las resinas compuestas, por tal razón el principal propósito es incorporar el mayor porcentaje posible de relleno. Estas fueron introducidas en 1960, donde inicialmente fue empleada como material restaurador para dientes anteriores, posteriormente con el incremento de demanda de restauraciones estéticas por parte de los pacientes y el reemplazo de aleaciones de contenido de mercurio, promovió su gran uso en posteriores. Desde ese entonces, se han venido realizando muchas variaciones para mejorar su comportamiento clínico, el relleno y el tamaño de partícula en los últimos años.<sup>9,10</sup>

Las resinas compuestas fueron patentadas en 1962 como resultado del trabajo realizado por el *Dr. Rafael Bowen*, el cual hizo una combinación de resinas acrílicas (Derivados del ácido acrílico + derivados del ácido metacrílico) con resinas epóxicas

(Eter Diglicídico de Bisfenol A), obteniendo un copolímero acrílico-epóxico, la cual es la molécula Bisfenol-Glicidilmetacrilato conocida como BisGMA. Por esto es que las resinas son conocidas como resinas compuestas debido a que se refiere a materiales que están compuestos por lo menos de dos fases diferentes y en las utilizadas odontológicamente incluyen una matriz de monómero y un relleno. Por lo tanto en la elaboración de las resinas dentales se emplea una mezcla de varios monómeros, los cuales se convierten en una matriz de polímeros con enlaces cruzados durante el proceso de la polimerización. Dependiendo de la carga de relleno o de la consistencia requerida, la matriz orgánica es responsable de aproximadamente el 12 al 40% de la masa.<sup>11,12</sup>

Los polímeros como material de restauración directa pueden tener varios procesos de polimerización.

Polímeros de autopolimerización: Se presentan de forma de dos pastas, pasta y un líquido o polvo y un líquido, por lo tanto es más compleja su manipulación por la limitación en el tiempo. Su polimerización se da por reacción química utilizando un peróxido como iniciador y una amina como acelerador.<sup>10</sup>

Polímeros de fotopolimerización: Se presentan en forma de una pasta dentro de jeringas, compules o en cápsulas predosificadas. Su polimerización se da gracias a

una sustancia que absorbe la luz como la canforoquinona y un acelerador como la amina alifática.

Polímeros de polimerización dual: Proceso de polimerización combinado entre el proceso de químico y el de fotopolimerización. <sup>10</sup>

Componentes de las resinas compuestas:

COMPONENTE	FUNCIÓN
Bis-GMA, UDMA	Matriz resinosa
Cuarzo, cristal de ba, sr y zr, Silica de tamaño coloidal, silicato de zn	Partículas de carga
Titanatos, zirconatos, organosilanos	Agentes de cobertura
Amina terciaria	Iniciador
Peróxido de benzoilo	Iniciador
Canforoquinona	Fotoiniciador
Hidroxitolueno butilado	Inhibidor
Oxido de aluminio, dióxido de titanio	Modificadores ópticos

*Tabla 1 Diferentes componentes de las resinas dentales y su función.<sup>13</sup>*



Figura 1 Componentes fundamentales de las resinas compuestas.<sup>14</sup>

Adicionalmente a los monómeros, la matriz de resina contiene más componentes como los iniciadores, estabilizadores y aditivos. Aunque en bajas proporciones, generan propiedades importantes en las resinas.

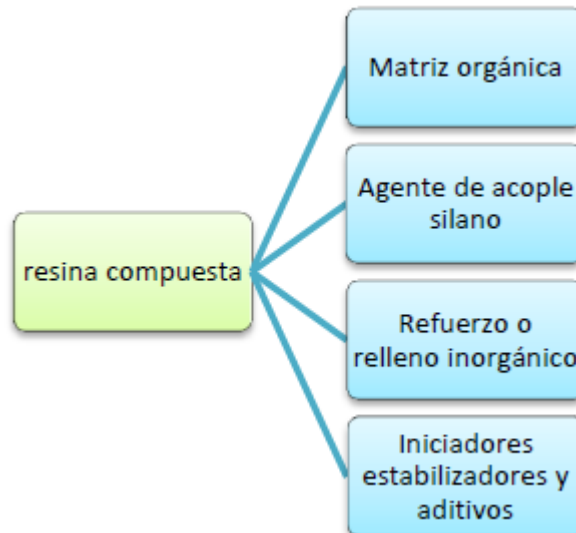


Figura 2 Componentes de las Resinas Compuestas <sup>13</sup>

Fase orgánica. *Monómero principal*: Bis-GMA que es un dimetacrilato aromático, producto de la adición del Bisfenol A y el glicidilmetacrilato (GMA), la cual posee cadenas cruzadas y *monómeros diluentes*: utilizados para disminuir la viscosidad de la resina no polimerizada y facilita la manipulación clínica. Existen dos tipos *monofuncional* como el metilmetacrilato, y los monómeros diluentes *bifuncionales* más comúnmente usados son el uretano-dimetacrilato UDMA y el trietilenglicol - dimetacrilato TEGDMA.

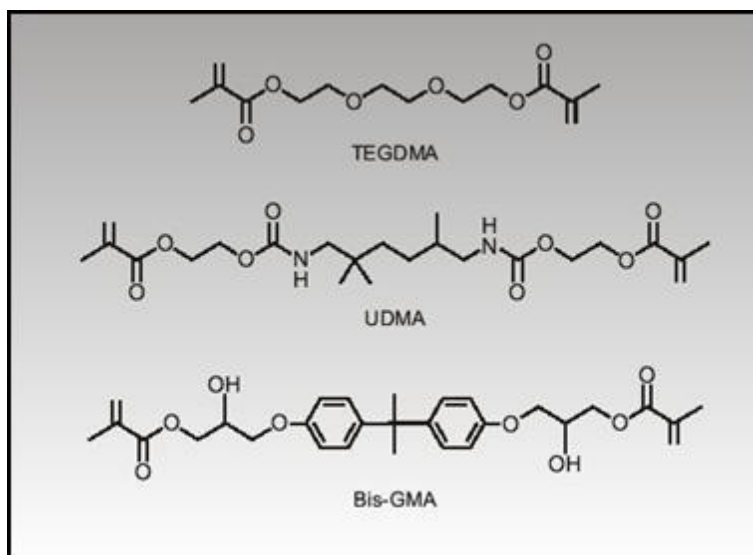


Figura 3 Esquemas moleculares de diferentes monómeros.<sup>15</sup>



Fase inorgánica. Se refiere a los rellenos minerales, los cuales son los responsables de muchas de las propiedades de las resinas; como la resistencia a las fuerzas masticatorias, además de mejorar las propiedades de manipulación de estos materiales, aumentan la resistencia al desgaste, y mejoran la longevidad de la restauración.

Silano. Agentes de acople que une la fase orgánica con la fase inorgánica.

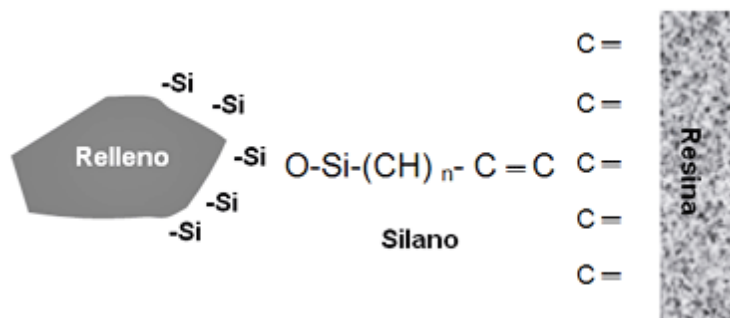


Figura 4 Esquema molecular del silano.<sup>14</sup>

Iniciadores e inhibidores de la polimerización. Muchos componentes retardarán o inhibirán la polimerización. En el pasado la hidroquinona fue comúnmente usada como un inhibidor pero causaba pérdida de coloración de las restauraciones. Uno de los inhibidores más comúnmente usados es el éter monometílico de hidroquinona.

Activadores. Absorbentes de radiación, los radicales libres necesarios para iniciar la reacción de polimerización son producidos en los resinas compuestas por la reacción de los iniciadores con los activadores.<sup>16</sup>

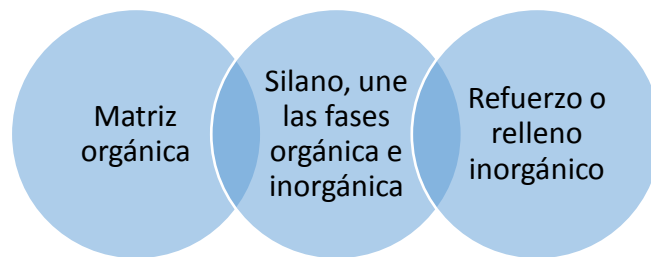


Figura 5 Función del silano.<sup>10</sup>

Tamaño de partícula. Las resinas compuestas se han clasificado de diferentes maneras, dependiendo de su composición, para que sea más fácil identificar y utilizarlas con fines restauradores. Una clasificación clásica es la de *Lutz y Phillips* mencionado por *Adela Hervás García* en su trabajo "Resinas compuestas. Revisión de los materiales e indicaciones clínicas" que se basa en el tamaño de partícula de relleno. Estos autores dividieron a las resinas compuestas en compuestos de relleno macro (partículas de 0,1 a 100  $\mu$ ), compuestos de micro relleno (partículas de 0,04  $\mu$ ) y los composites híbridos (reellenos de diferentes tamaños).<sup>17</sup>

Macrorrelleno. Predominan los rellenos de cuarzo y vidrio de estroncio o bario, pero el cuarzo aunque es estético produce alto desgaste del antagonista y no tiene radiopacidad; mientras que el bario y el estroncio sí, pero son menos estables que el cuarzo. En cuanto a los tamaños de partícula promedio oscila entre 1 a 100  $\mu\text{m}$ . con un 75% a 80% en peso y 60% - 70% en volumen, Estas ya no tienen uso clínico debido a su pobre acabado superficial, Además, la rugosidad influencia el poco brillo superficial y produce una mayor susceptibilidad a la pigmentación. Presentación en dos pastas (autopolimerización).

Microrrelleno. Su relleno corresponde a partículas de "Aerosil" que son partículas entre 0,02 y 0,9  $\mu\text{m}$ , lo que proporciona una superficie más tersa y de mayor brillo superficial; generando alta estética a la restauración, pero únicamente son usadas en el sector anterior debido a sus bajas propiedades mecánicas y físicas, ya que, presentan mayor porcentaje de sorción acuosa, alto coeficiente de expansión térmica y menor módulo de elasticidad.

Híbridas. Se denominan así por estar reforzados por una fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño en un porcentaje en peso de 70% - 80%, un volumen de 60%-65% y con tamaños de partículas que oscilan entre 0,6  $\mu\text{m}$  - 5  $\mu\text{m}$ . Se caracteriza por la gran variedad de colores y capacidad de mimetización con la

estructura dental, menor contracción de polimerización, baja sorción acuosa, excelentes características de pulido y texturización, abrasión, desgaste y coeficiente de expansión térmica muy similar al experimentado por las estructuras dentarias, formulas de uso universal tanto en el sector anterior como en el posterior, diferentes grados de opacidad y translucidez en diferentes matices y fluorescencia.

Microhíbridadas. Estas resinas combinan la resistencia de un híbrido universal con el pulido de un microrelleno, con un tamaño de partícula de 1 – 0,6  $\mu\text{m}$ , lo que nos permite disponer de un tipo resina con una mayor versatilidad y potencial en sus indicaciones. Debido a que sus partículas más pequeñas, muchos colores con una variedad de translúcidos y opacidades, propiedades físicas que permiten su uso en dientes anteriores y posteriores como lo son; fluorescencia, suavidad superficial después del pulido y el manejo no pegajoso.

Nanohíbridadas. Se emplea dicho término a las resinas a las cuales se les incorporo nanopartículas (sílice pirogénico de 0,04  $\mu\text{m}$ ) dentro de un material microhíbrido, por lo que difieren de las resinas de nanorelleno.

De esta forma, estos tipos de resinas poseen partículas nanométricas en su composición inorgánica que oscila entre 20 a 60 nm, pero a diferencia de las de nanorelleno no poseen un nanoclúster, en reemplazo de este tienen un microrelleno

promedio de 0.7 micrones. Estas partículas actuarán como soporte para las nanométricas y otorgan viscosidad al material, regulan la consistencia, dan el color y la radiopacidad.<sup>16</sup>

Los aportes clínicos de estos materiales son bastantes parecidos a los de nanorelleno, pero la diferencia radica en lo que refiere a la pérdida de su partícula de soporte (microhíbrido) frente a una acción abrasiva, generando alterar en la superficie el pulimento y la conservación del brillo.<sup>18</sup>

TIPO DE RESINA	MATERIAL DE RELLENO
Macrorelleno	Cuarzo o vidrio
Microrelleno	Sílice coloidal
Híbrida	Vidrio y sílice coloidal
Híbridos modernos	Vidrio, zirconio y sílice coloidal
Nanorelleno	Sílice o zirconio

*Tabla 2 Material de relleno de acuerdo al tamaño de partícula<sup>14</sup>*

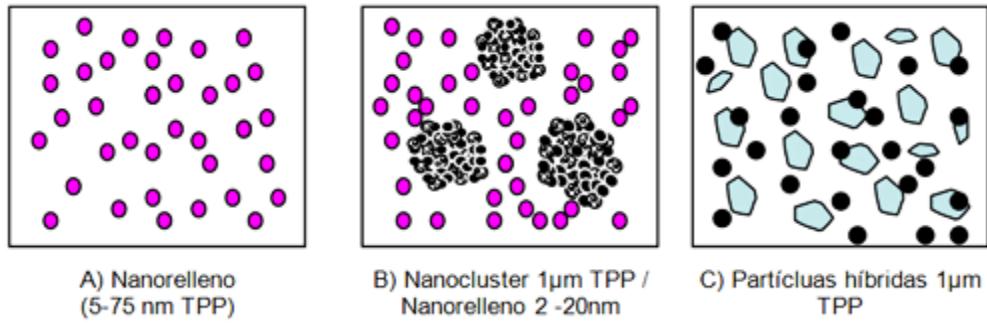


Figura 6 Descripción gráfica del tamaño de partículas<sup>14</sup>

La nanotecnología se basa en partículas de óxido de Sílice de 20 – 70 nm, que mejoran las condiciones estéticas y mecánicas, se incorporan como nanómetros aglomerados (nanoclúster de 1 micrón).

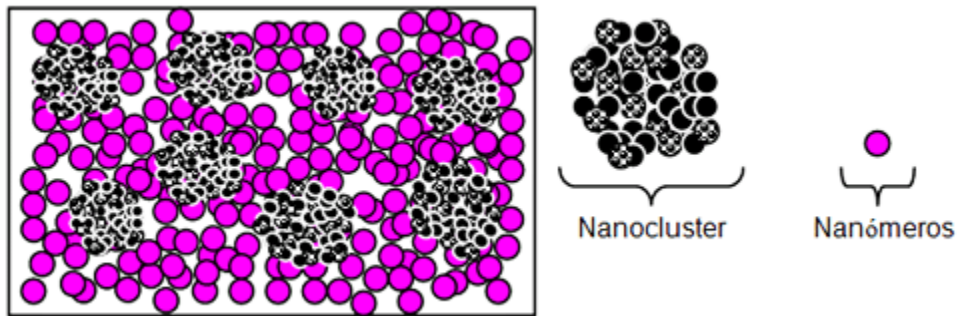


Figura 7 Nanoclúster<sup>14</sup>

CLASIFICACIÓN	TAMAÑO DE PARTÍCULA
Macrorrelleno	1 – 100 $\mu\text{m}$
Microrelleno	0,02 - 0,9 $\mu\text{m}$
Híbridas	0,6 – 5 $\mu\text{m}$
Microhíbridas	1 – 0,6 $\mu\text{m}$
Nanohíbridas	0,02 - 0,06 $\mu\text{m}$
Nanotecnología	0,02 – 0,07 $\mu\text{m}$

*Tabla 3 Tamaño de partícula. <sup>16</sup>*

Otro sistema de clasificación fue el ideado por *Willems y cols.* mencionado en el libro de *Craig*, el cual a pesar de ser más complejo, aporta más información sobre diversos parámetros como el módulo de Young, el porcentaje del relleno inorgánico (en volumen), el tamaño de las partículas, la rugosidad superficial y la resistencia compresiva.<sup>8</sup>

Tipo de composite	Relleno
Densificados -De relleno medio Ultrafinos Finos -De relleno compacto >60% en volumen Ultrafinos Finos	< 60% en volumen Partículas < 3 µm Partículas > 3 µm > 60% en volumen Partículas < 3 µm Partículas > 3 µm
Microfinos - Homogéneos - Heterogéneos	Tamaño medio de las partículas = 0,04 µm
Mixtos	Mezcla de composites densificados y microfinos
Tradicionales	Equivalentes a los llamados composites de macorrelleno en otras clasificaciones
Reforzados con fibras	Composites de uso industrial

Tabla 4 Clasificación combinada de los composites (Willems, 1993) <sup>19</sup>

Contracción de polimerización. La contracción de polimerización es el mayor inconveniente de estos materiales, debido a que las moléculas de la matriz de una resina compuesta (monómeros) se encuentran separadas antes de polimerizar por una distancia promedio de 4 nm, al polimerizar y establecer uniones covalentes entre sí, esa distancia se reduce a 1.5 nm (distancia de unión covalente). Ese "acercamiento" o reordenamiento espacial de los monómeros (polímeros) provoca la reducción volumétrica del material, a este concepto se le suma que la contracción volumétrica producida por la polimerización la cual es directamente proporcional a la cantidad de oligómero y diluyentes; debido a esto las resinas compuestas de partícula fina se contraen en 1-1,7%, mientras que los de partículas microfinas se contraen de un 2-3%, lo que genera tensiones de 130 Kg/cm<sup>2</sup> entre el composite y la cavidad del diente. <sup>8</sup>



Resistencia a la Flexión. Debe ser mínimo de 80 MPa de acuerdo a la norma ISO 4049, por lo tanto las resinas seleccionadas para este estudio deben de cumplir los parámetros requeridos por la norma. <sup>4</sup>

Las resinas compuestas con consistencia fluida son compuestos de baja viscosidad obtenidos a partir de formulaciones con material de relleno 20-25% más bajo que el de los materiales compuestos convencionales. Ellas poseen una buena capacidad de humectación, lo que favorece su adaptación a las paredes de la cavidad, y por lo tanto, se espera que disminuya el riesgo de atrapamiento de aire y sin efecto la inclusión. Sin embargo, los primeros compuestos fluidos no eran adecuados para los rellenos posteriores de profundidad completa debido a sus propiedades mecánicas inferiores y el aumento de contracción volumétrica en comparación con el convencional, debido principalmente a la menor cantidad de relleno. Básicamente, sólo podían ser aplicados como base o sellador, o para restaurar cavidades muy pequeñas. La industria dental constantemente busca materiales con propiedades mejoradas, las últimas generaciones de resinas fluidas tienen mayor contenido de relleno y se afirma que se han incrementado las propiedades mecánicas, por lo tanto ahora se recomiendan también para restauraciones posteriores. Para simplificar aún más el proceso de llenado la última tendencia en tecnología de resinas es el desarrollo de materiales restauradores fluidos que se puede colocar en un bloque mayor de hasta 4 mm de espesor. El

material de relleno a la resina fluída contiene un modulador de polimerización, incorporado químicamente en el del monómero, para reducir la contracción de polimerización. Éste contiene un alto peso molecular, el modulador optimizará la flexibilidad y la estructura de la red de la resina.<sup>20,21</sup>

La realización de una restauración de resina directa con cuidado y en un tiempo razonable es una técnica excelente que un dentista debe tener si él o ella desean una práctica satisfactoria y exitosa. La estratificación Incremental ha sido aceptada como una técnica estándar para la colocación de resina compuesta en preparaciones de cavidades. Normalmente, esta técnica consiste en la colocación de incrementos de resina con espesor de 2 mm o menos, seguido por la fotopolimerización en dirección oclusal y después se repiten incrementos hasta que se llena la preparación. Una propuesta racional de esta técnica es limitar el espesor de la resina a ser penetrada por la luz, como se ha demostrado la energía de luz transmitida a través de resina compuesta disminuye exponencialmente con el grosor de la resina compuesta.<sup>22</sup>

Una ventaja obvia de esta técnica es la limitación del espesor de la resina a ser penetrado por la luz, como lo ha sido demostrado, la energía de luz transmitida a través de resina disminuye exponencialmente con el grosor de la resina. Por lo tanto, la limitación de grosor de los incrementos de 2 mm o menos en el caso de resinas convencionales proporciona la penetración de luz adecuada y posterior

polimerización. La adecuada polimerización da como resultados la mejoría de propiedades físicas, mejor adaptación marginal y la disminución de la citotoxicidad de la resina compuesta. La insuficiente polimerización puede provocar un deterioro de diversos componentes de la resina y por lo tanto un contenido de monómero residual superior. Este monómero residual, aumenta la citotoxicidad de la resina compuesta.<sup>22,23</sup>

Una segunda razón para utilizar la técnica incremental es de disminuir la cantidad de contracción ocurrida durante la polimerización. La reducción de la contracción de polimerización es benéfico porque el estrés puede causar deformación de cúspides dando como resultado la sensibilidad o microfisuras en resina o estructura del diente. El estrés también puede causar fallo adhesivo en la interfase diente / resina causando espacios marginales, microfiltración y caries secundaria. La técnica incremental también tiene desventajas, como incluir la posibilidad de incorporar huecos o contaminación entre las capas de material compuesto, fallas de adhesión entre incrementos, dificultad en la colocación debido al acceso limitado en preparaciones conservadoras y el aumento del tiempo requerido para colocar y polimerizar cada capa. Además, la unión y etapas de llenado se deben realizar en perfecto aislamiento, esto es crucial mantenerlo durante estos pasos para garantizar una restauración exitosa. Sin embargo, cuando el paciente saliva y mueve la lengua constantemente durante la colocación de capas de material, podría comprometer potencialmente la exactitud del llenado. Las técnicas de estratificación en

restauraciones de resina directa son altamente dependientes del clínico, depende de sus habilidades, debe tener cuidado para asegurar el grosor exacto y la forma de cada capa para que se coloque con precisión. Estudios recientes han sugerido que un menor número de incrementos e incluso un mayor relleno puede ser igualmente exitoso. Por otra parte, algunos clínicos desafían el concepto de que la técnica de relleno incremental produce mejores resultados en la restauración. Sin embargo, la preocupación por los resultados o la falta de un material de relleno adecuado ha desalentado la mayoría de los médicos de la aplicación de dichas técnicas. Existe una opción para disminuir el número de incrementos en la restauración directa con resina, esta es el uso de una técnica de llenado en bloque. Varios fabricantes han desarrollado materiales compuestos de resina que se pueden colocar en una cavidad con espesor de 4 mm con curado mejorado y contracción controlada. En consecuencia, los dentistas pueden ayudarse a sí mismos, el tiempo en el sillón de sus pacientes disminuye significativamente y hace el proceso de restauración menos estresante y más cómodo. Varios autores recomendaron que los materiales compuestos "Bulk Fill" deben poseer algunas características importantes. Estos incluyen la baja contracción de polimerización, más fluidez para permitir una mejor adaptación de la cavidad, de una mínima manipulación, características físicas mejoradas y la mejora de la profundidad de curado, al menos 4 mm. Una manera de lograr esto es utilizando un material translúcido es decir, muy propicio para la transmisión de luz. La translucidez de materiales de restauración es considerada una propiedad óptica crucial, comparable en importancia al color, al igual que la translucidez afectará fuertemente el aspecto

del material compuesto. La transmisión de la luz de curado a través del material compuesto está influenciado principalmente por el tamaño de las partículas de carga y el juego entre el índices de refracción de la matriz de resina y las partículas de carga. La combinación de los índices de refracción de relleno y la matriz es esencial para la mejora de la transparencia y de las propiedades ópticas de la resina. Si el relleno y la matriz tienen índices de refracción que no coinciden, el relleno aumentará la dispersión de la luz en la interfase de relleno y producirá materiales opacos. El uso de partículas de relleno ( $\leq 400$  nm) tiene muchas ventajas. Una de estas ventajas son las propiedades estéticas superiores debido a la excelente translucidez. Además, los pigmentos pueden afectar a la transmisión de la luz y la translucidez del material. En tonos oscuros, puede haber dispersión de la luz, reducida translucidez y la atenuación de la reacción que puede dar lugar a la polimerización inadecuada. La deformación progresiva es un aspecto significativo de las prestaciones mecánicas de materiales basados en polímeros. Se ha informado de que si un material a base de resina tiene alta deformación por fluencia, esto negativamente afecta su resistencia a la tensión mecánica y por lo tanto la influencia la durabilidad clínica a largo plazo de las restauraciones.<sup>22</sup>

Debido a una translucidez mejorada y mediante la incorporación de un grupo fotoactivo en el metacrilato (de acuerdo a la información técnica de *Dentsply*), la cinética de la polimerización pretende ser mejor controlada, permitiendo a la base del material compuesto ser inyectado y curado en bloques con hasta 4 mm de

profundidad, el estrés de polimerización debe ser considerablemente menor que la de una resina fluida convencional, hasta ahora, una técnica de capas incrementales ha sido el estándar para prevenir la formación de espacios debido al estrés de polimerización y para lograr una unión adecuada de compuesto a tejido dental. Con el fin de probar si podemos o no descartar los pasos incrementales y llenar la cavidad en una sola intención, el rendimiento de las resinas fluidas contemporáneas para restauraciones necesita ser evaluado en profundas y estrechas cavidades posteriores. Estas cavidades tienen un alto factor “C”, donde el estrés y la tolerancia a la contracción podrían superar la resistencia de unión. Por otra parte, las propiedades mecánicas de la resina peligran si la lámpara de polimerización pierde demasiada intensidad debido a la atenuación antes de llegar a la parte inferior de la cavidad.<sup>20,21,23,24</sup>

La adhesión a largo plazo de los biomateriales dentales unidos a los dientes es un factor importante para el éxito clínico. Cuando el rendimiento de unión es inferior, es posible que tanto tensiones iniciales y residuales de polimerización provoquen una adhesión deficiente, caries recurrentes, irritación pulpar y menor retención. Por lo tanto un sellado marginal perfecto tiene que ser el objetivo principal para el clínico, la formación de espacios no se puede contrarrestar con materiales de restauración que impidan la desmineralización a lo largo de los márgenes de la cavidad, un margen perfecto 100 % no es realista. Sin embargo, los adhesivos de

varios pasos convencionales proporcionan la adherencia esmalte y dentina clínicamente exitosa.<sup>25</sup>

Aunque los materiales compuestos de resina fluida se han indicado varias veces para actuar como interruptores de estrés o promotores de adaptación, investigaciones clínicas no pudieron confirmar este problema. Sin embargo, mencionan que el estrés de polimerización del material *SDR® Dentsply* es considerablemente menor que otros materiales fluidos convencionales.<sup>21,25</sup>

De acuerdo al fabricante, la resina *SonicFill®* de *Kerr*, es el único material para obturación en bloque del mercado dispensado con energía sónica que permite obturar cavidades de hasta 5 mm en un solo paso. Así mismo indican que, los modificadores especiales de la resina 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 (de hasta un 87%), a la vez que se obtiene una excelente adaptación a las paredes de la cavidad. Cuando se detiene la energía sónica, la resina compuesta recupera una mayor viscosidad, un estado con consistencia perfecto para modelar y contorneo, mencionando que el incremento del nivel de los foto iniciadores en el composite permite una profundidad de polimerización de 5 mm en 20 segundos con una fuente de luz de tan sólo 550mW /cm<sup>2</sup>. Y la mayor translucidez de *SonicFill®* no compromete los resultados estéticos.<sup>26</sup>

El fabricante pregona que las principales características de *SonicFill*® son:

1. Máxima adaptación
2. Profundidad de polimerización de 5 mm
3. Sin vacíos por burbujas en el resina <sup>27</sup>

La activación sónica ofrece ventajas adicionales al comportamiento de la resina 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 *SonicFill*®, a diferencia de otras resinas normales o fluidos disponibles en el mercado. <sup>26</sup>

De la misma manera el fabricante de la resina compuesta *Tetric*® *N-Ceram Bulk Fill* indica en su publicidad que es capaz de restaurar dientes de la región posterior con tan solo una capa de 4mm de grosor, lo que incrementa considerablemente su eficiencia. Mencionando que el potenciador de fotopolimerización, Ivocerín, asegura la polimerización completa de la obturación. Comparado con los foto-iniciadores convencionales, el refuerzo de la polimerización de Ivocerín es mucho más reactiva. Por lo tanto, la polimerización se inicia incluso en cavidades muy profundas y el material se polimeriza completamente. Indicando que contiene un



liberador especial de estrés que mantiene la contracción y el estrés de contracción durante la polimerización, al mínimo.

El fabricante de este producto pregona como ventajas y eslogan que:

-La obturación con resina “Bulk Fill” es posible gracias al *Ivocerín*, el foto-iniciador patentado.

-Tecnología de obturación especial que asegura un nivel muy bajo del estrés de contracción.

-Resultados estéticos que se logran rápida y eficazmente en la región posterior.

Indicándolo para:

-Restauraciones en dientes temporales

-Restauraciones en la región posterior (Clase I y II)

-Restauraciones Clase V (caries cervicales, erosión en la raíz, defectos marginales)

-Resina preventiva en restauraciones molares y premolares

Así mismo este fabricante indica que a pesar del breve periodo de polimerización de tan sólo diez segundos ( $> 1.000 \text{ mW/cm}^2$ ) el tiempo de procesamiento de *Tetric® N-Ceram Bulk Fill* es de hasta 200 segundos. El controlador de luz patentado protege de la luz ambiental y permite el modelado estético sin prisas. Para minimizar

al máximo posible la reducción durante la polimerización, *Tetric® N-Ceram Bulk Fill* cuenta con un componente especial que reduce y compensa las fuerzas ejercidas durante la contracción, tal y como un resorte.<sup>27</sup>

## 4.-PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En el medio odontológico existen un gran número de resinas compuestas fotopolimerizables de diferentes marcas comerciales y técnicas de colocación, ya sea por incrementos de 2 mm o bien en bloque de 4 o 5mm, pero no siempre se tiene conocimiento de su comportamiento , con base en la reciente aparición de estas últimas en el mercado y por la falta de casuística clínica que permita afirmar todas las ventajas que los fabricantes indican, ya que es evidente que cada material tendrá diferentes propiedades y comportamientos en pruebas físicas y preclínicas, por lo que este estudio nos lleva a responder al siguiente cuestionamiento:

¿Qué diferencias en cuanto a pruebas físicas y comportamiento preclínico hay entre dos resinas compuesta indicadas para colocarse en bloque de 4 o 5 mm en comparación con tres para colocarse de forma convencional en incrementos de 2 mm?

## 5.- JUSTIFICACIÓN

Las resinas compuestas fotopolimerizables que se utilizan clínicamente con mayor frecuencia son las que se colocan en incrementos de 2mm, sin embargo estas pueden incluir la posibilidad de incorporar huecos o contaminación entre las capas de material, las fallas de adhesión entre incrementos, dificultad en la colocación debido al acceso limitado en preparaciones conservadoras, stress por contracción y el aumento del tiempo requerido para colocar y polimerizar cada capa.

Sin embargo existen resinas compuestas de reciente aparición en el mercado que indican los fabricantes que se pueden colocar en bloques de 4 mm y otra con técnica en bloque con tecnología sónica hasta 5mm que ofrece diferentes ventajas por lo que, la evaluación y comparación de las propiedades físicas y preclínicas de resinas se hace necesaria para conocer su comportamiento físico y reconocer sus ventajas y desventajas. De esta forma las pruebas de profundidad de polimerización, propiedades a la flexión, contracción por polimerización (rapidez de polimerización y porcentaje de encogimiento), resistencia al desalojo para valorar adhesión *in vitro* y medición de la interfase entre el tejido dental y el material de restauración, son variables para obtener datos comparativos de resinas indicadas para la colocarse en bloques de 4 ó 5 mm como material de restauración final y tres resinas indicadas para colocarse en capas de hasta 2mm como material de restauración final, al llevar

a cabo estas pruebas en condiciones controladas, permitieron obtener resultados confiables al estar estandarizadas y reportadas.

## **6.- HIPÓTESIS**

Existen diferencias estadísticamente significativas en las pruebas de profundidad de curado, propiedades a la flexión, prueba de contracción (rapidez de polimerización y porcentaje de encogimiento), resistencia al desalojo para valorar adhesión y medida de la interfase entre el tejido dentario y el material de restauración entre resinas compuestas fotopolimerizables indicadas para colocarse en bloques de 4 y 5 mm y 3 indicadas para colocarse en incrementos de 2 mm

### **6.1 HIPÓTESIS NULA**

No existen diferencias estadísticamente significativas en las pruebas de profundidad de curado, propiedades a la flexión, prueba de contracción (rapidez de polimerización y porcentaje de encogimiento), resistencia al desalojo para valorar adhesión y medida de la interface entre el tejido dentario y el material de restauración en prueba de desalojo, entre las resinas compuestas fotopolimerizables indicadas para colocarse en bloques de 4 y 5 mm y 3 indicadas para colocarse en incrementos de 2 mm.

## **7.- OBJETIVOS**

### **7.1 GENERAL**

Comparar propiedades físicas y preclínicas en resinas compuestas fotopolimerizables indicadas para colocarse en bloques de 4 y 5 mm y tres resinas compuestas indicadas para colocarse en incrementos de 2 mm.

### **7.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

1. Obtener valores en profundidad de curado en los materiales restaurativos entre resinas compuestas fotopolimerizables indicadas para colocarse en bloques de 4 y 5 mm y tres indicadas para colocarse en incrementos de 2 mm
2. Obtener los valores en resistencia a la flexión en los materiales restaurativos entre resinas compuestas fotopolimerizables indicadas para colocarse en bloques de 4 y 5 mm y tres indicadas para colocarse en incrementos de 2 mm
3. Obtener los valores en contracción por polimerización (rapidez de polimerización y porcentaje de encogimiento) en los materiales restaurativos entre resinas compuestas fotopolimerizables indicadas para colocarse en bloques de 4 y 5 mm y tres indicadas para colocarse en incrementos de 2 mm

4. Obtener los valores en resistencia al desalojo para valorar adhesión en los materiales restaurativos entre resinas compuesta fotopolimerizables indicadas para colocarse en bloques de 4 y 5 mm y tres indicadas para colocarse en incrementos de 2 mm
  
5. Obtener los valores de la medida de la interface entre el tejido dentario y el material de restauración entre resinas compuestas fotopolimerizables indicadas para colocarse en bloques de 4 y 5 mm y tres indicadas para colocarse en incrementos de 2 mm
  
6. Comparar si existen diferencias estadísticamente significativas de los valores obtenidos en las pruebas de profundidad de curado, propiedades a la flexión, contracción por polimerización (velocidad de polimerización y porcentaje de encogimiento) y adhesión por resistencia al desalojo en resinas compuestas fotopolimerizables indicadas para colocarse en bloques de 4 y 5 mm y tres indicadas para colocarse en incrementos de 2 mm.

## 8.- METODOLOGÍA

### 8.1 TIPO DE ESTUDIO

-Experimental,observacional, analítico y comparativo.

### 8.2 DEFINICIÓN DE VARIABLES

VARIABLES DEPENDIENTES	VARIABLES INDEPENDIENTES
Profundidad de curado	Resina indicada para colocarse en capas de 4 y 5mm Resina indicada para colocarse en capas de 2mm
Resistencia a la Flexión	Resina indicada para colocarse en capas de 4 y 5mm Resina indicada para colocarse en capas de 2mm
Rapidez de polimerización y % de encogimiento.	Resina indicada para colocarse en capas de 4 y 5mm Resina indicada para colocarse en capas de 2mm
Resistencia al desalojo para medir adhesión	Resina indicada para colocarse en capas de 4y 5mm Resina indicada para colocarse en capas de 2mm
Interface entre el material de restauración y el tejido dentario	Resina indicada para colocarse en capas de 4 y 5mm Resina indicada para colocarse en capas de 2mm

*Tabla 5 Definición de variables*



## 8.3 MUESTRA

### CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Resina compuesta *Tetric® N-Ceram Bulk Fill Ivoclar.*

Resina compuesta *SonicFill® Kerr.*

Resina compuesta *Filtek™ Z 350 3M.*

Resina compuesta *Tetric® N-Ceram Ivoclar.*

Resina compuesta *Grandio®So Voco.*

### CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

-Aquellas resinas que no fueron mencionadas en el criterio de inclusión.

### CRITERIOS DE ELIMINACIÓN

- Todas aquellas muestras que no se realicen bajo los procedimientos y condiciones estipulados en la norma ISO 4049 y las mencionadas en la metodología.

## 8.4 MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizaron pruebas de profundidad de curado, resistencia a la flexión, contracción por polimerización, resistencia al desalojo para valorar adhesión y medición de la interfase utilizando las siguientes resinas :

a) *Tetric® N-Ceram Bulk Fill Ivoclar* Lote R72540 Cad. 2016-10 (BF)

b) *SonicFill® Kerr* Lote 4998328 Cad. 2015-09 (SON)

c) *Tetric® N-Ceram Ivoclar* Lote S09539 Cad. 2017-02 (TNC)

d) *Grandio®So Voco* Lote 1326625 Cad. 2016-04 (GRAN)

e) *Filtek™ Z 350 3M* Lote N500212 Cad. 2016-01 (Z350)



*Figura 8 Sistema adhesivo, resinas compuestas y lámpara utilizadas en el estudio.*

Para su polimerización se utilizó una lámpara para fotopolimerizar *Bluephase® Ivoclar Vivadent Clinical C8 G2 Auntria* serie 703115, monitoreada con radiómetro *Demetron®* antes y después de cada prueba reportando energía constante de 500 mW/cm<sup>2</sup>

La prueba de desalajo se realizó en muestras obturadas con y sin sistema de adhesión de autograbado *OptiBond™ Versa* Lote 3626758 de la casa comercial *Kerr*.

El presente estudio se llevó a cabo en el Laboratorio de Biomateriales Dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación, Facultad de Odontología de la UNAM, para comparar las propiedades físicas en los materiales restaurativos a base de resinas compuestas fotopolimerizables indicadas para colocarse en bloques de 4 y 5mm y tres resinas compuestas fotopolimerizables indicadas para colocarse en incrementos de 2 mm.

Para obtener los datos antes mencionados, las pruebas se llevaron a cabo siguiendo la metodología de la International Standard ISO 4049:2009 , especificación técnica ISO/TS 11405, técnica de deflexión del vidrio y técnica de desalajo.

#### 8.4.1 PROFUNDIDAD DE CURADO

Condiciones de prueba. Se prepararon y probaron todas las muestras a  $23\pm 1$  °C y humedad relativa mayor a 30%.



*Figura 9 Verificación de la temperatura y humedad en el laboratorio*

#### Material y Equipo

- Moldes de acero inoxidable Para preparar muestras cilíndricas de 6 mm de largo y 4 mm de diámetro.
- Cinta mylar 3M
- Espátulas para resina de nitrato de titanio Hu Friedy.
- Radiómetro Led/*Demetrón*® U.S.A. serie 79302364

- Lámpara para fotopolimerizar *Bluephase® Ivoclar Vivadent Clinical C8 G2* Auntria serie 703115 No invent. 2349675
- Vernier *Mitutoyo®* Japan CD-4 CSX Japon serie 12404714 con aproximación de 0.01mm.
- Pieza *SonicFill®* /Hand piece 34920 SW 13-1025304 Made in Germany.

## MÉTODO

Para realizar esta prueba se colocó sobre el vidrio o portaobjetos una cinta mylar y encima fue puesto el molde de 6mm de grosor. Se le puso aceite de silicona como separador, enseguida se llenó el molde con el material de prueba y se sobreobturó el molde.

A continuación fue puesta una segunda película de cinta mylar sobre la superficie del molde, se presionó el molde y la cinta mylar con un segundo vidrio para eliminar el exceso de material.

Se quitó el portaobjetos superior y suavemente se colocó la punta de la lámpara sobre la cinta mylar, se procedió a irradiar el material usando el tiempo establecido por el fabricante. Fue removida la muestra del molde  $180 \pm 20$  s después de

completar la exposición y suavemente se eliminó el material sin curar con una espátula de plástico. Se midió la altura del cilindro de material curado en cada una de las muestras con la regla vernier y se registró el dato.



*Figura 10 Medición de la intensidad lumínica de la lámpara con radiómetro ( $mW/cm^2$ )*



*Figura 11 Material y equipo utilizado para la prueba de profundidad de curado.*

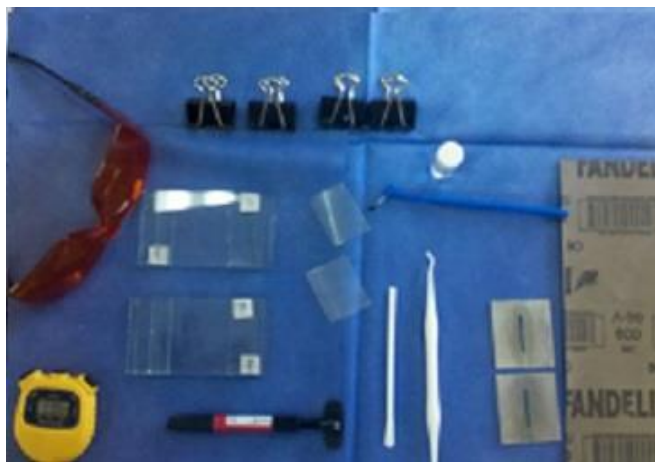
#### **8.4.2 PROPIEDAD DE FLEXIÓN**

Condiciones de prueba, se prepararon y probaron todas las muestras a  $23\pm 1$  °C y humedad relativa mayor a 30%.

##### **Material y Equipo**

- Moldes de acero inoxidable para preparar muestras rectangulares de 2mm de alto y 2mm de base con una longitud de 20mm.
- Cinta mylar.3M
- Espátulas para resina de nitruro de titanio para resinas Hu-Friedy
- Lentes de protección
- Radiómetro Led/*Demetrón*® U.S.A. serie 79302364

- Lámpara para fotopolimerizar *Bluephase® Ivoclar Vivadent Clinical C8 G2* Auntria serie 703115 No invent. 2349675
- Vernier *Mitutoyo®* Japan CD-4 CSX Japon serie 12404714 con aproximación de 0.01mm.
- Cronómetro *Sper®* Scientific Hong Kong.
- Cámara de humedad y temperatura controlada *Poly Science U.S.A.* serie 106B00351 Inventario 02241431
- Estufa de temperatura controlada a 37 °C y humedad del 90 % *FELISA Mod. FE2934D*, México, serie 0312116, invent. 2807038
- Máquina Universal de Pruebas *Instron®* Mod. 5567, serie 5567P7728 U.S.A. invent. 2170589
- Pieza *SonicFill®* /Hand piece 34920 SW 13-1025304 Made in Germany.



*Figura 12 Material para realizar la prueba de Flexión*



## MÉTODO

Para realizar esta prueba se colocó sobre un portaobjetos una cinta mylar y encima fue puesto el molde para elaborar muestras de 2mm de base por 2mm de altura y 20mm de longitud. Se le puso aceite de silicona como separador, enseguida llenamos el molde con el material de prueba. Se sobreobturó el molde.

A continuación fue puesta una segunda película de cinta mylar sobre la superficie del molde y un segundo vidrio por encima para eliminar el exceso de material y burbujas de aire. Con ayuda de una pinzas de fijó por ambos lados.

Se colocó suavemente la punta de la lámpara sobre el portaobjetos y se procedió a irradiar el material en el centro de la muestra y contra el vidrio, se irradió la sección de la muestra usando el tiempo de exposición indicado por el fabricante, fue movida la punta de la lámpara de curado a la sección siguiente al centro, hasta irradiar totalmente la muestra (aproximadamente son 4 puntos a lo largo de muestra). Luego se irradió la muestra del otro lado de la misma forma.

Se colocó el molde en el baño de agua que se encuentra a  $37\pm 1$  °C, por 3 minutos después del inicio de la mezcla, se retiró el molde 15 min después de iniciada la mezcla. Se obtuvieron las muestras y se retiraron los excedentes de material con la ayuda de un papel abrasivo de grano 600.

Se almacenaron las muestras en agua desionizada a  $37\pm 1$  °C durante 23 hr 45 min. Una vez transcurrido este tiempo fueron medidas las dimensiones de las muestras (base y altura) con el vernier con precisión de  $\pm 0.01$  mm.

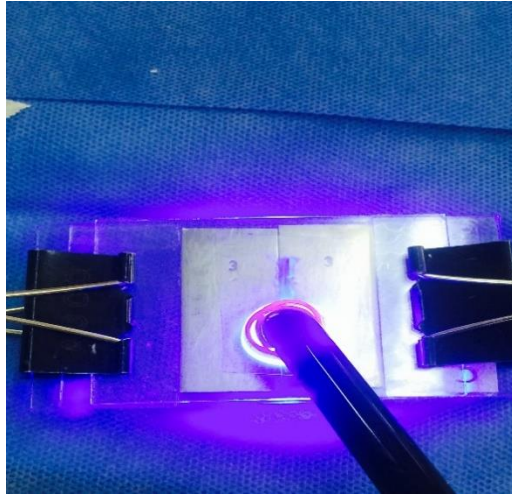
Después de 24 horas iniciado el mezclado, se llevaron las muestras a la máquina universal de pruebas mecánicas para llevar a cabo prueba de tres puntos ( dos puntos estáticos a una distancia de 18 milímetros y el tercero o carga en la mitad de esta distancia) , se aplicó la carga a las muestras con una velocidad de  $0.75\pm 0.25$  mm/min hasta que la muestra se fracturara. Fue registrada la máxima carga ejercida sobre la muestra.



*Figura 13 Se realiza colocación de aceite de silicón al molde para muestra de flexión.*



*Figura 14 Llenado del molde con la resina Sonic Fill.*



*Figura 15 Fotopolimerización de la resina posterior a la colocación dentro del molde*



*Figura 16 Muestras dentro estufa de temperatura controlada  $37\pm 1$  °C*



Figura 17



Figura 18

Figura 17 y 18. Retirado de la muestra de flexión del molde donde se elaboro



Figura 19



Figura 20

Figura 19 y 20. Eliminación de excedentes de las muestras fotocuradas con ayuda de papel abrasivo grano 600.

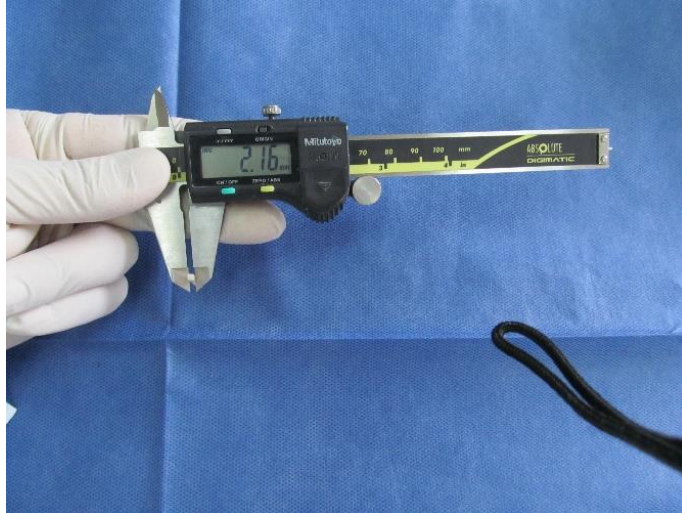


Figura 21 Medición de la base y alto de cada una las muestras



Figura 22



Figura 23



Figura 24

Figura 22, 23 y 24. Almacenado de las muestras a  $37 \pm 1$  °C como la norma ISO lo indica.



*Figura 25 Máquina Instron preparada para realizar prueba de flexión de tres puntos*

## Cálculos matemáticos

Se obtuvieron los resultados de la prueba de resistencia a la flexión

La norma nos indica que el cálculo se debe hacer de la siguiente manera, con fines prácticos y logísticos, en el presente estudio se realizaron por medio del software de la máquina INSTRON, que se encarga de capturar cada uno de los datos de las muestras y éste nos proporciona un listado de medición de forma ordenada en MPa.

Flexión. Se calculó la resistencia a la flexión en MPa, con la siguiente ecuación:

$$\sigma = \frac{3FL}{2bh^2}$$

donde: F fue la máxima carga en Newtons, ejercida sobre la muestra; L es la distancia, en milímetros, entre los soportes con una precisión de  $\pm 0.01$  mm; b es el ancho en milímetros, de la muestra medida inmediatamente antes de la prueba; h es la altura, en milímetros, de la muestra medida inmediatamente antes de la prueba.

Módulo de flexión. Se calculó el módulo de flexión, E en MPa, con la siguiente ecuación:

$$E = \frac{F_1 \beta}{4 bh^3 d}$$

donde:  $F_1$  fue la carga, en Newtons, en un punto conveniente de la porción de la línea recta de la gráfica fuerza-deflexión proporcionada por la máquina universal de pruebas mecánicas. Donde:  $\beta$  es la deflexión, en milímetros, lograda en el mismo punto donde se le  $F_1$ .



Se calculó el módulo de flexión de cada una de las muestras y se determinó el valor medio.  $\bar{E}$  utilizando este valor medio, se calculó el valor de N, en MPa, utilizando la siguiente fórmula:

$$N=(\bar{E} \times 0.0025)+ 40$$

### 8.4.3 RAPIDEZ DE POLIMERIZACIÓN Y % DE ENCOGIMIENTO

#### Material y Equipo

- Estuche para contracción por polimerización (anillo de cobre de 2 mm de espesor y, portaobjetos y cubreobjetos)
- Espátulas para resina de nitruro de titanio *Hu-Friedy*
- Lentes de protección
- Radiómetro Led/*Demetrón*® U.S.A. serie 79302364
- Lámpara para fotopolimerizar *Bluephase*® *Ivoclar Vivadent Clinical C8 G2*  
Auntria serie 703115 No invent. 2349675
- Equipo para medir contracción por polimerización *PICO Technology Limited*  
*ADC-16* U.S.A. High Resolution Data Logger, serie AMY50-177
- *Solartron OD5 Transducer Conditioner* RS 285-908 Type 911134-RS
- Balanza Analítica *Boeco* RBI-31 Alemnia serie 27308479 Invet. 02375507

- Pieza *SonicFill*® /Hand piece 34920 SW 13-1025304 Made in Germany.

## MÉTODO

Para comenzar se preparó todo el equipo necesario, (Computadora, lámpara, estuche de contracción) se encendió la computadora y activó el programa PICOLOG. Se siguieron las instrucciones de uso del programa.

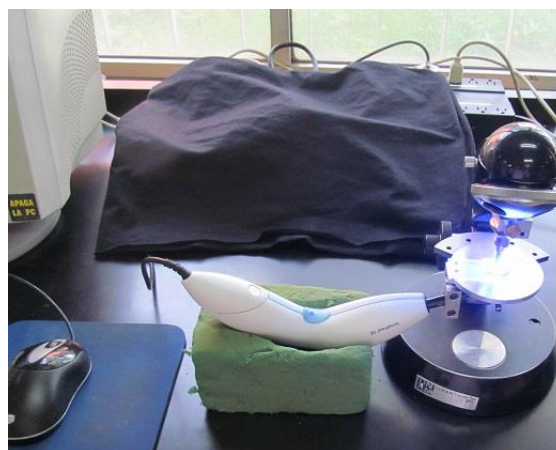
Fue colocada la punta de la lámpara en un poste de aluminio y se apretó levemente por dos tornillos para evitar que la punta se mueva. Se conectó el transductor y la lámpara a un regulador de voltaje.

Para la preparación de la muestra se pesó de 0.14 y 0.16 g. de resina. Con ayuda de la espátula se colocó sobre el portaobjetos que tiene el anillo de 2 mm de grosor. El material se colocó en el centro del anillo. Sobre el material fue colocado un cubreobjetos y con un segundo portaobjetos se hizo presión sobre él con el fin de distribuir el material uniformemente. Se retiró el segundo portaobjetos y se dejó únicamente el primer portaobjetos, el anillo, el material y el cubreobjetos. Se colocó el transductor sobre el cubreobjetos. Se activó la prueba en la computadora a la par de la fotopolimerización de la resina. Se capturaron los datos de contracción de la

muestra con ayuda del programa PICOLOG, posteriormente se obtuvieron los valores de la rapidez de polimerización y porcentaje de encogimiento.



*Figura 26 Pesado y dosificación de resina para realizar la muestra*



*Figura 27 Polimerización de la resina en el equipo de contracción.*

#### 8.4.4 PRUEBA DE RESISTENCIA AL DESALOJO

##### Material y equipo

- Microscopio óptico *CARLS ZAISS FEAN C44* Alemania, serie 4019080  
Invent.23481
- Acrílico autopolimerizable (*Nic Tone®*, Manufacturera Dental Continental,  
Zapopan Jalisco. México)
- Fresas con forma de bola de carburo de 2.20mm de diámetro (*SSW Inc. NJ*  
USA)
- Fresas de diamante con forma de balón de americano de grano medio con  
diámetro de 3.20 mm (*Dia\_Burs-EX 12* Mani Inc. Takaezahua Japan)
- Máquina de corte (*Guillis-Hamco. SH1* Rochester NY. USA serie 568 Invet.  
23695
- Conformador de muestras con diámetro de 15mm y profundidad variable
- Pulidor metalografico (*Buehler Ltd*, Illinois USA)
- Pieza de alta velocidad (*Midwest Quiet- air Standard*, Midwest Dental Product  
Corp. IL. USA)

- Radiómetro Led/*Demetrón*® U.S.A. serie 79302364
- Lámpara para fotopolimerizar *Bluephase*® *Ivoclar Vivadent Clinical C8 G2* Auntria serie 703115 No invent. 2349675
- Vernier *Mitutoyo* Japan CD-4 CSX Japón serie 12404714 con aproximación de 0.01mm.
- Máquina Universal de Pruebas *Instron*® Mod. 5567, serie 5567P7728 U.S.A. invent. 2170589
- Trimodular México Invent. 0231
- Baño ultrasónico *LAD-LINE* 18050 U.S.A. serie 0201-1615 Invent. 1976413
- Paralelizador *LEITZ WETZLER* Alemania 93692
- Pulidor metalográfico (*Buehler Ltd*, Illinois USA)
- Pieza *SonicFill*® /Hand piece 34920 SW 13-1025304 Made in Germany.

## MÉTODO

Se utilizaron terceros molares libres de caries, extraídos con fines quirúrgicos, de no más de tres meses de extraídos, éstos fueron cuidadosamente limpiados de material orgánico y cálculo; se mantuvieron en agua destilada hasta 24hrs antes de su utilización.

Se prepararon 50 muestras divididas en 5 grupos de 7 muestras y 5 grupos de 3 muestras. La fabricación de las muestras consistió en realizar dos cortes paralelos en la porción coronal de los dientes, perpendicularmente a su eje longitudinal, uno liberando esmalte y otro hacia piso pulpar, con una máquina de corte con lo que obtuvimos espesores de tejido dentario de  $4.5 \pm 0.3$  mm.

Una vez obtenidos los cortes, se colocaron centrados dentro del conformador de muestras de forma cilíndrica con un diámetro de 15 mm y de profundidad variable y se montaron con acrílico autopolimerizable. Todas las muestras se pulieron con papel abrasivo grano 600 para eliminar los excedentes de acrílico y se dejaron expuestos los tejidos dentarios en el pulidor méatalo-gráfico.

Se fijaron cada muestra sobre una base que presenta una cavidad cilíndrica de 15 mm de diámetro donde se perforó sobre tejido dentario, perpendicular al plano horizontal, exactamente en el centro. Para conseguir que las paredes de las cavidades fuesen paralelas, se realizó el fresado en sentido amelo-dentinario hasta atravesar por completo la muestra. Para este procedimiento se utilizó una fresa en forma de bola de carburo de 2.20 mm de diámetro como guía, seguida de una fresa de diamante con forma de balón de americano de grano medio con diámetro de 3.20 mm con una pieza de mano de alta velocidad con abundante irrigación. Se utilizó una fresa por cada 5 perforaciones.

Las muestras fueron colocadas sobre un portaobjetos con la parte oclusal hacia arriba para realizar las obturaciones, siguiendo las instrucciones del fabricante. Después de 24 horas en agua a 37 °C, las muestras fueron alisadas con papel abrasivo de grano 600, 1200, 2000 y con un paño usando como abrasivo polvo de óxido de aluminio de 5 micras, se pulió por sus dos caras para dejar expuesto solamente tejido dentario y material de obturación.

Se colocaron las muestras en el baño ultrasónico durante 2 minutos para eliminar restos de óxido de aluminio que pudieran quedar en la interface. A continuación se colocaron las muestras en ácido fosfórico al %75 durante 1 minuto y se lavaron perfectamente. Se colocaron en fucsina al %5 durante 10 minutos.

Con ayuda de un paralelizador se posicionaron las muestras para poder ser vistas en el microscopio óptico a 1000x, se tomaron fotografías en 4 puntos de la muestra.

Posteriormente se les aplicó una carga de empuje a las muestras para desalojarlas con la máquina Instron a una velocidad de carga de 1mm/min en dirección de pulpar hacia oclusal. La carga se aplicó empleando un pistón metálico de 3.10 mm de diámetro en contacto céntricamente con la obturación.



Figura 28



Figura 29

Figura 28 y 29. Selección de molares libres de caries y cálculo.



Figura 30



Figura 31

Figura 30 y 31. Montaje de molares sobre reglas previamente preparadas para dicho propósito con ayuda acrílico rosa autopolimerizable.





*Figura 32 Colocación del montaje en agua para evitar la deshidratación de los molares.*



*Figura 33*



*Figura 34*

*Figura 33 y 34. Corte perpendicular de los molares con disco de diamante y cortes terminados sumergidos en agua.*

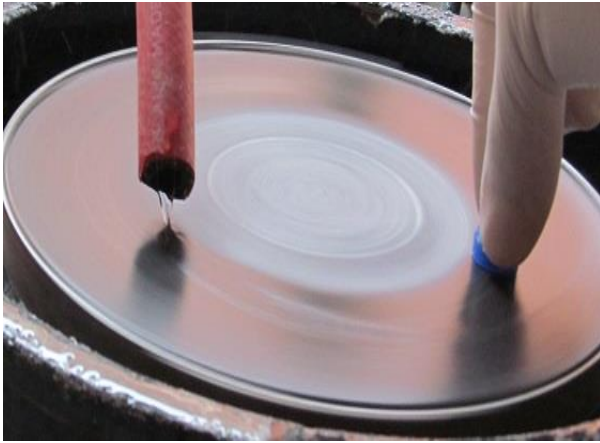


Figura 35



Figura 36

Figura 35 y 36. Desgaste de la muestra para conseguir el grosor requerido mediante papel abrasivo en el pulidor metalográfico y medición con vernier para verificar el grosor de la muestra.



Figura 37 Fresas de carburo y diamante

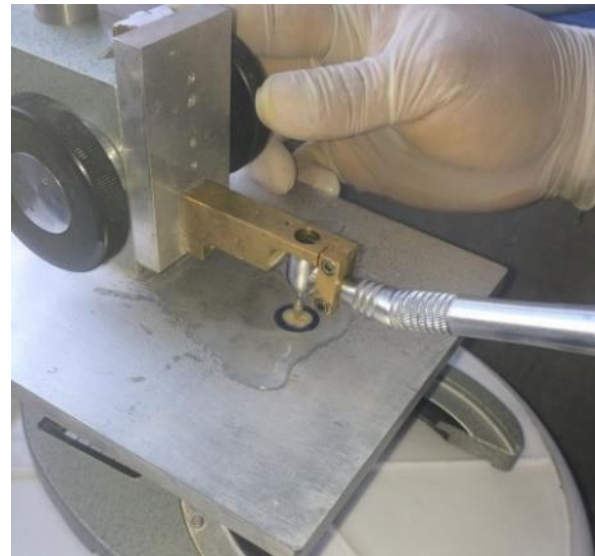


Figura 38 Realización de cavidades en los cortes con fresa de diamante de bola y de balón de americano.



Figura 39

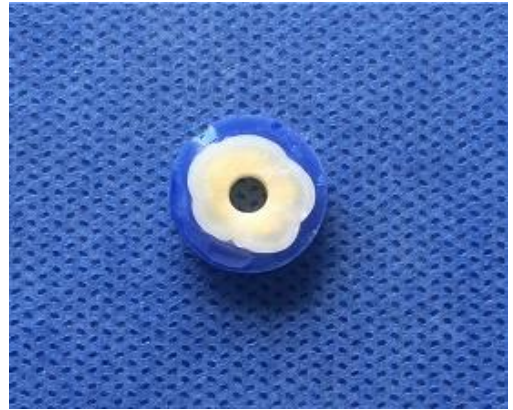


Figura 40

Figura 39 y 40. Muestras con cavidad realizada.



Figura 41

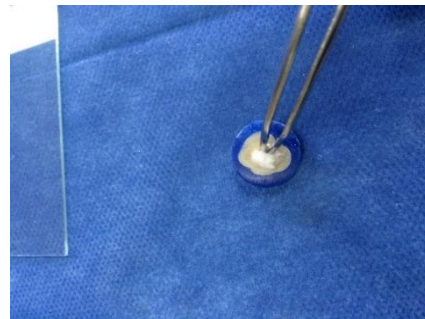


Figura 42



Figura 43

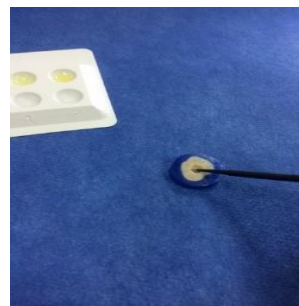


Figura 44



Figura 45

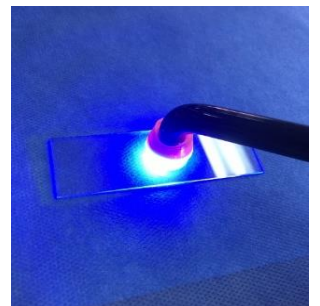


Figura 46

Figura 41, 42, 43, 44, 45 y 46. Proceso de limpieza y acondicionamiento de las muestras con el sistema adhesivo de autograbado.

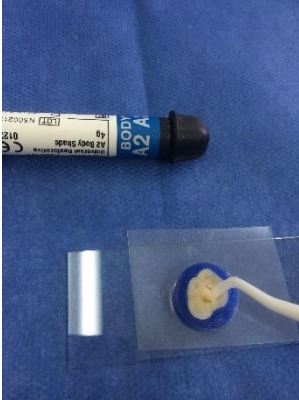


Figura 47



Figura 48

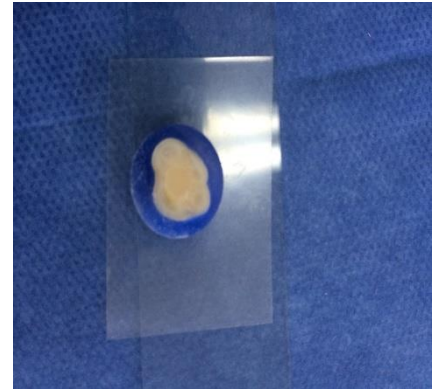


Figura 49

Figura 47, 48 y 49. Proceso de obturación de la cavidad con resina

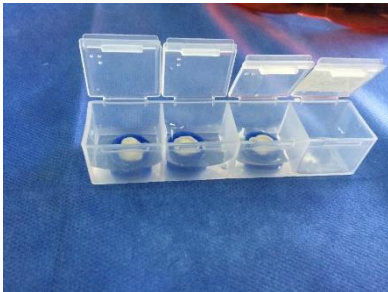


Figura 50



Figura 51

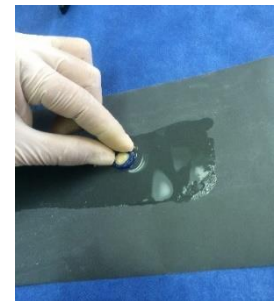


Figura 52

Figura 50, 51 y 52. Pulido de las muestras con papel abrasivo grano 600, 1200 y 2000 por ambas caras.



Figura 53



Figura 54

Figura 53 y 54. Pulido con Óxido de aluminio y un paño en el pulidor metalográfico.



Figura 55 Lavado ultrasónico de las muestras para eliminar residuos de óxido de aluminio.



Figura 56 Grabado ácido de las muestras por ambas caras(ácido fosfórico 85%).

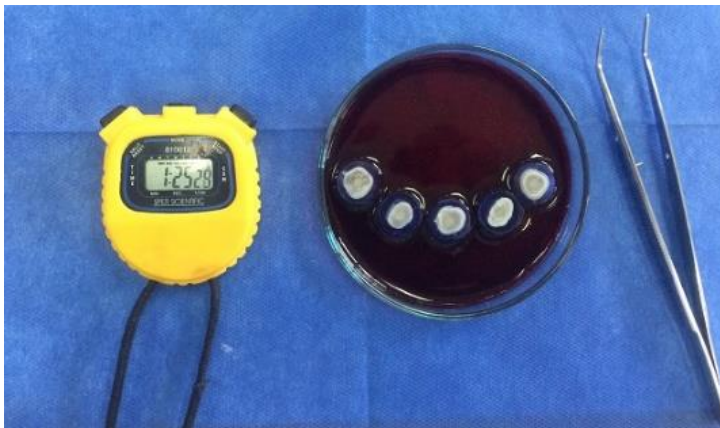


Figura 57



Figura 58

Figura 57 y 58. Tinción de las muestras con fucsina al 5% por 10 minutos y muestras después de realizarles la tinción.



Figura 59



Figura 60



Figura 61

Figura 59, 60 y 61. Proceso paso a paso de la muestra durante la prueba de desalojo.

## CÁLCULO DE RESISTENCIA AL DESALOJO

Se obtuvo el área interna de las cavidades ( $2 \times \pi \times D \times \text{altura}$ ) para posteriormente reportar el cálculo de la resistencia en MPa.

#### 8.4.5 OBTENCIÓN DE VALORES DE LA INTERFACE ENTRE EL MATERIAL DE RESTAURACIÓN Y EL TEJIDO DENTARIO

Basándonos en las fotografías realizadas, cuidando que cada detalle y factor en cada una de ellas no fuese alterado o modificado se midió la interface entre el material de restauración y el tejido dentario de las muestras con ayuda del programa ImageJ, muestras que posteriormente fueron utilizadas para la prueba de resistencia al desalojo. Se obtuvieron 4 valores por muestra. Se obtuvo el promedio y se reportó en micras. Para lograr la medición de las muestras en micras se realizaron pruebas de calibración en donde interactuaron el lente graduado, el objetivo 1000x una muestra de calibración.



Figura 62

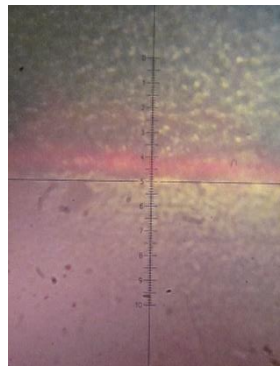


Figura 63

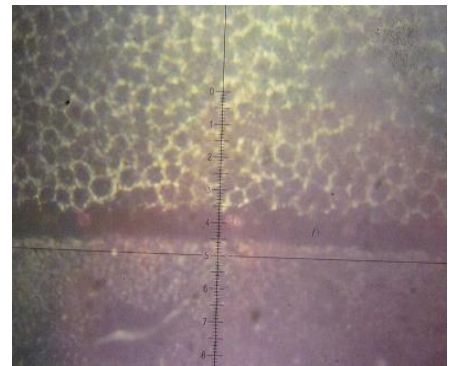


Figura 64

Figura 62, 63 y 64. Microscopio y fotografías de una muestra a 1000x.



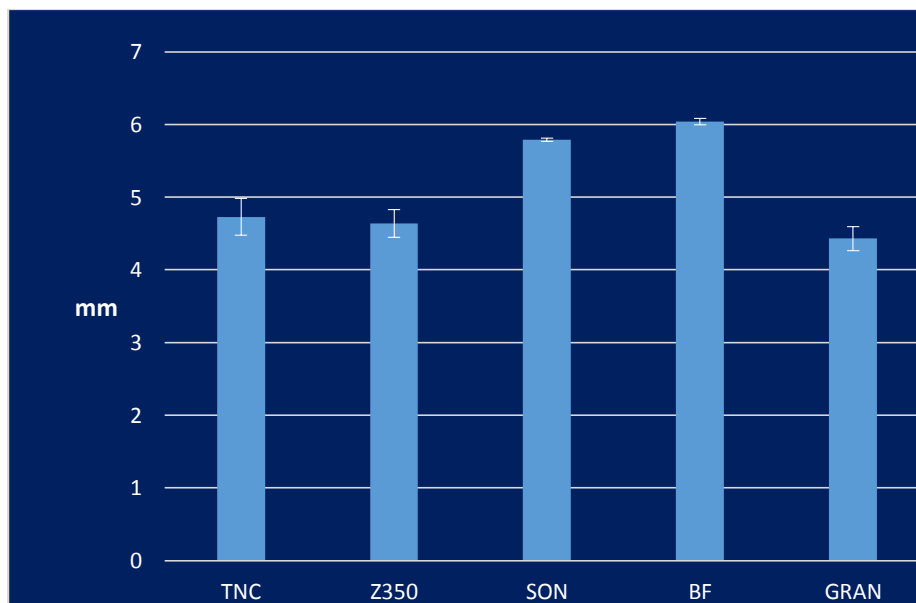
## 9.- RESULTADOS

Los resultados obtenidos de cada prueba se capturaron en hojas de cálculo de *Microsoft Excel* y posteriormente analizados estadísticamente con el Análisis de ANOVA de una vía así como la prueba de Tuckey.

### 9.1 RESULTADOS PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACIÓN

	PROMEDIO	DESV.
TNC	4.7	0.25
Z350	4.6	0.18
SON	5.7	0.02
BF	6	0.04
GRAN	4.4	0.16

*Tabla 6 Resultados en milímetros de la prueba de profundidad de polimerización.*



*Gráfica 1 Resultados en mm de profundidad de polimerización.*

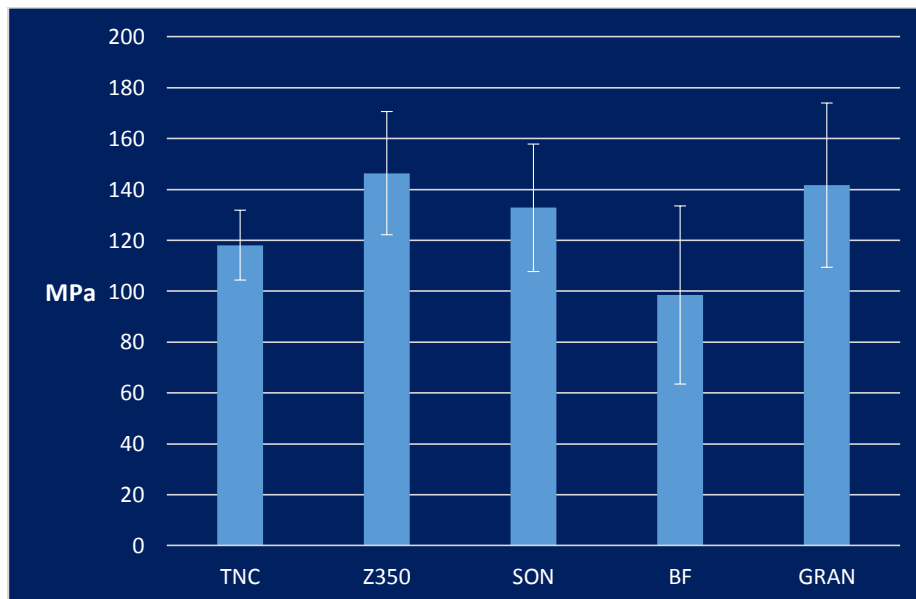
	TNC	Z350	SON	GRAN
SON	p>0.05	p>0.05	-	
BF	p>0.05	p>0.05		p>0.05
GRAN			p>0.05	-

Tabla 7 Profundidad de polimerización, se muestran los grupos en los que existe diferencia estadísticamente significativa . Tukey  $p < 0.05$

## 9.2 RESULTADOS DE PROPIEDAD DE FLEXIÓN

	PROMEDIO	DESV.
<b>TNC</b>	118.0	13.72
<b>Z350</b>	146.3	24.20
<b>SON</b>	132.8	25.06
<b>BF</b>	98.5	35.00
<b>GRAN</b>	141.7	32.35

Tabla 7 Resultados de resistencia a la flexión en MPa.



Gráfica 2 Resultados estadísticos de resistencia a la flexión en MPa.

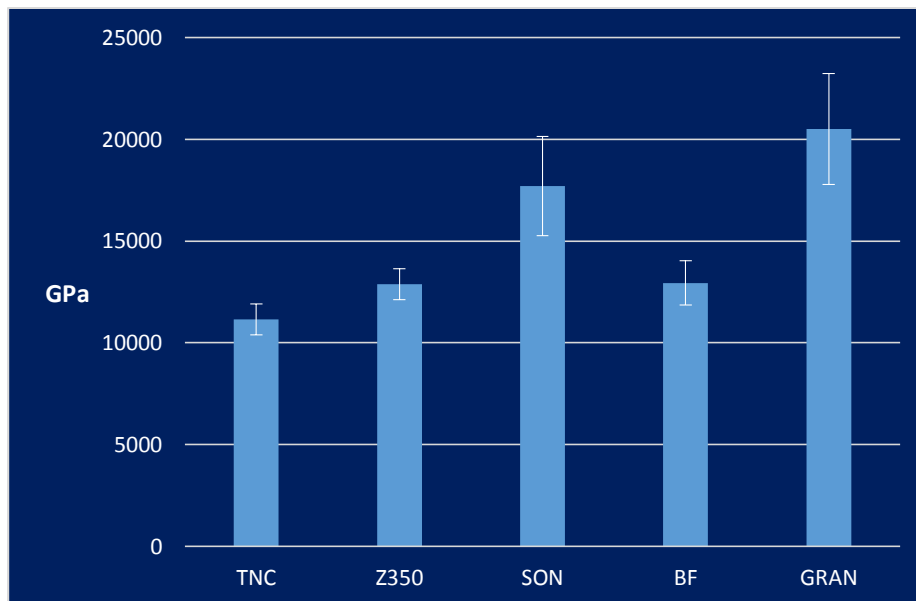
	Z350	BF
BF	p>0.05	-
GRAN		p>0.05

Tabla 8 En la tabla de resistencia a la flexión se muestran los grupos en los que existe diferencia estadísticamente significativa . Tukey  $p < 0.05$

## MÓDULO FLEXURAL

	PROMEDIO	DESV.
<b>TNC</b>	11144	767
<b>Z350</b>	12878	771
<b>SON</b>	17705	2437
<b>BF</b>	12942	1092
<b>GRAN</b>	20512	2725

Tabla 9 Resultados en GPa de la medición del módulo flexural.



Gráfica 3 Resultados de la medición del módulo flexural

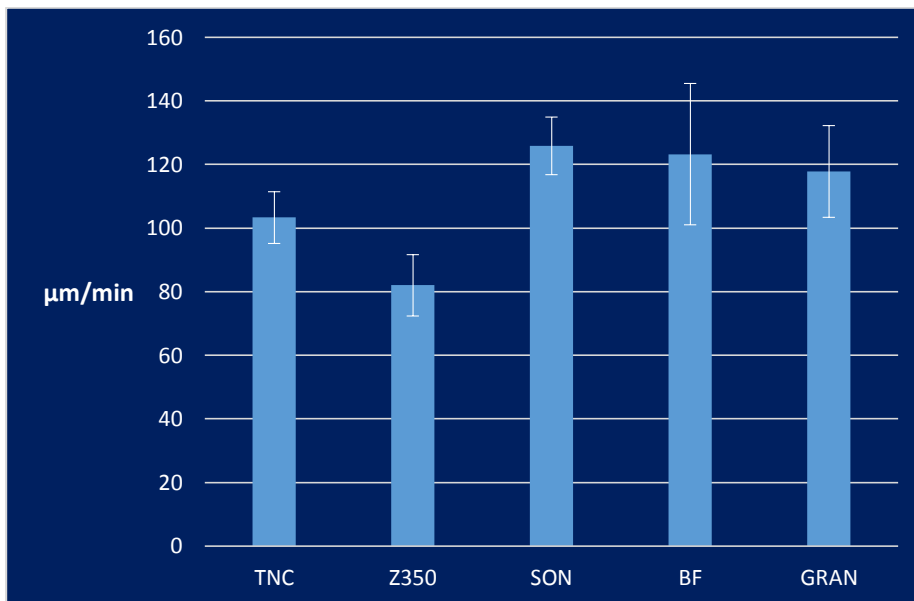
	TNC	Z350	SON	BF
TNC	-		p>0.05	
SON	p>0.05	p>0.05	-	
BF			p>0.05	-
GRAN	p>0.05	p>0.05	p>0.05	p>0.05

Tabla 10 En la tabla de módulo flexural se muestran los grupos en los que existe diferencia estadísticamente significativa . Tukey  $p < 0.05$

### 9.3 RESULTADOS DE RAPIDEZ DE POLIMERIZACIÓN Y % DE ENCOGIMIENTO

	PROMEDIO	DESV.
TNC	103.3	8.0
Z350	82.0	9.6
SON	125.8	9.1
BF	123.2	22.2
GRAN	117.7	14.4

Tabla 11 Resultados de rapidez de polimerización  $\mu\text{m}/\text{min}$



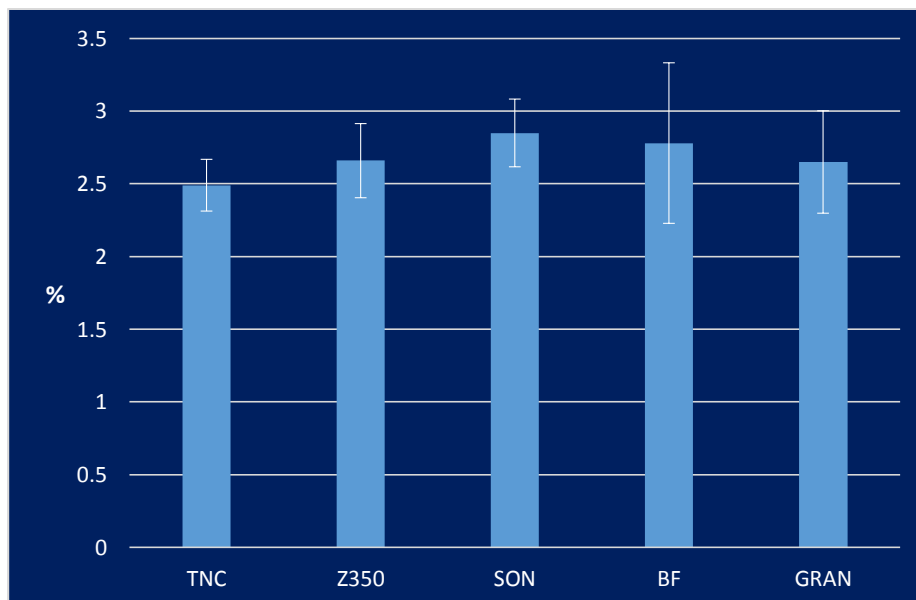
Gráfica 4 Resultados de rapidez de polimerización.

	TNC	Z350	SON	BF	GRAN
Z350	p>0.05	-	p>0.05	p>0.05	p>0.05
SON	p>0.05	p>0.05	-		
BF	p>0.05	p>0.05		-	
GRAN		p>0.05			-

Tabla 12 En la tabla de rapidez de polimerización se muestran los grupos en los que existe diferencia estadísticamente significativa . Tukey p<0.05.

	PROMEDIO	DESV.
TNC	2.4	0.18
Z350	2.6	0.26
SON	2.8	0.23
BF	2.7	0.55
GRAN	2.6	0.35

Tabla 13 Resultados de % de encogimiento



Gráfica 5 Resultados de % de encogimiento

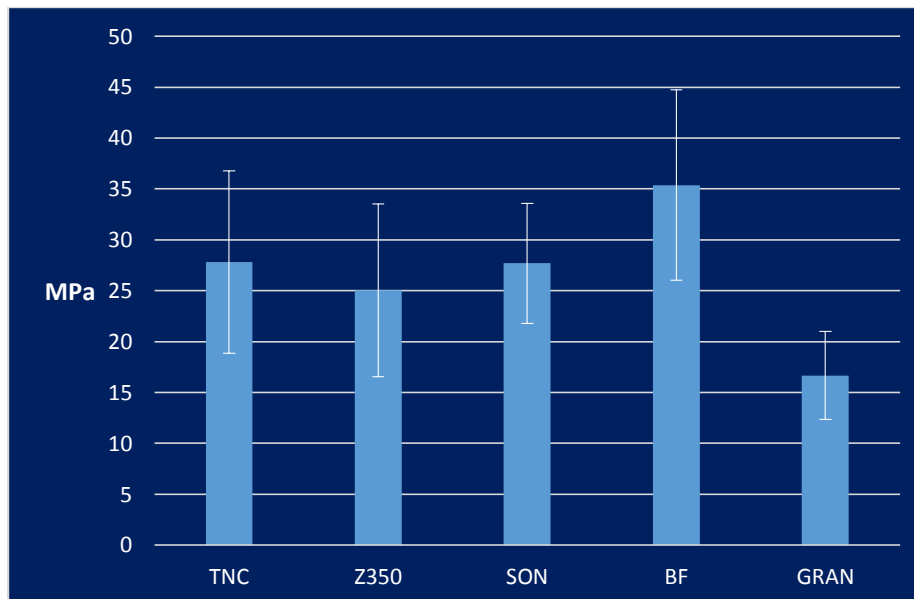
Porcentaje de encogimiento ANOVA  $p > 0.05$

No se encontraron grupos en los que existe diferencia estadísticamente significativa. Tukey  $p < 0.05$

#### 9.4 RESULTADOS DE LA PRUEBA DE RESISTENCIA AL DESALOJO

	PROMEDIO	DESV.
TNC	27.8	8.9
Z350	25.0	8.5
SON	27.6	5.8
BF	35.3	9.3
GRAN	16.6	4.3

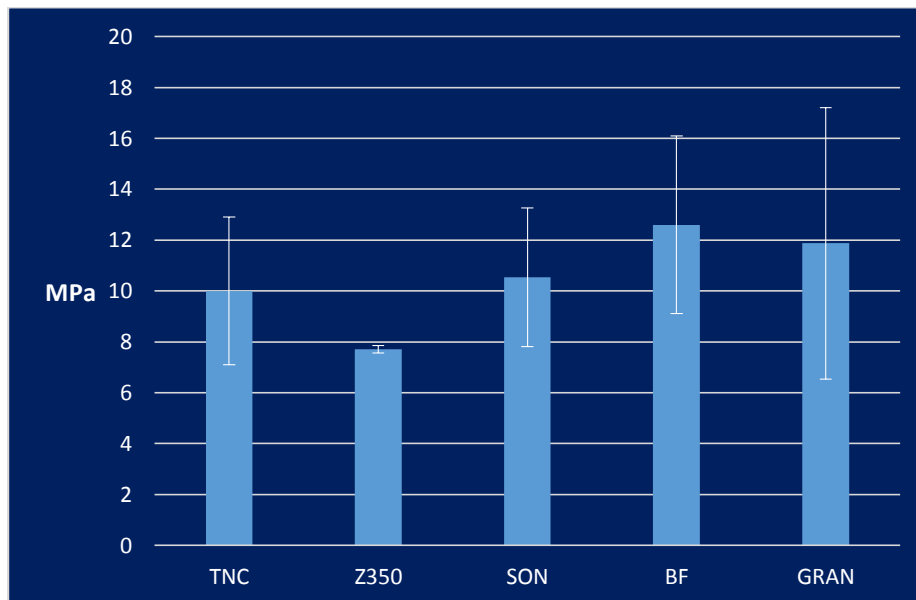
Tabla 14 Resultados en MPa de la prueba de resistencia al desalojo con sistema adhesivo.



Gráfica 6 Resultados de la prueba de resistencia al desalojo con sistema adhesivo.

	PROMEDIO	DESV.
TNC	10	2.9
Z350	7.7	0.1
SON	10.5	2.7
BF	12	3.4
GRAN	11.8	5.3

Tabla 15 Resultados en MPa de la prueba de resistencia al desalojo sin sistema adhesivo



Gráfica 7 Resultados en MPa de la prueba de resistencia al desalojo sin sistema adhesivo

Resistencia al desalojo ANOVA  $p > 0.05$

No se encontraron grupos en los que existiera diferencia estadísticamente significativa. Tukey  $p < 0.05$

## 9.5 RESULTADOS DE LA OBTENCIÓN DE VALORES DE LA INTERFACE ENTRE EL MATERIAL DE RESTAURACIÓN Y EL TEJIDO DENTARIO

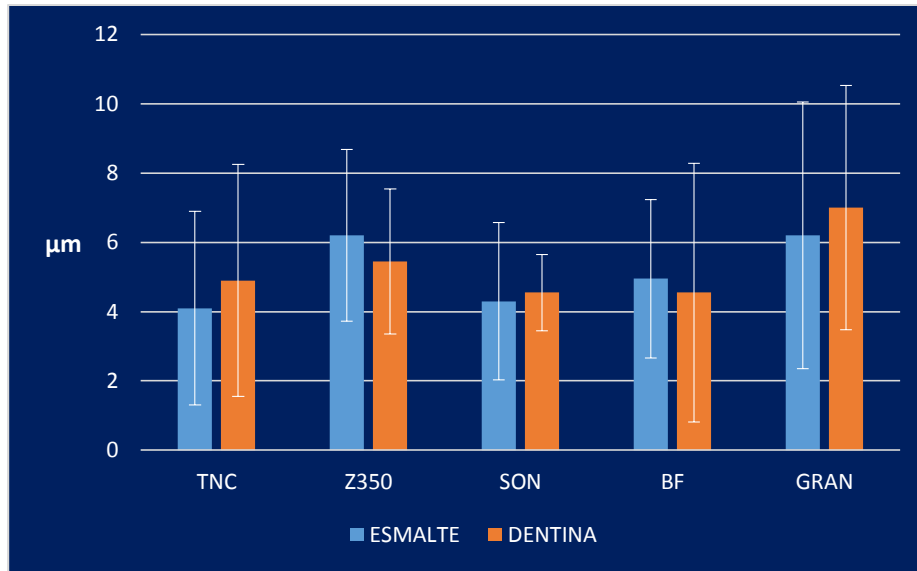
	<b>PROMEDIO</b>	<b>DESV.</b>
TNC	4.1	2.7
Z350	6.2	2.4
SON	4.3	2.2
BF	4.9	2.2
GRAN	6.2	3.8

*Tabla 16 Resultados en  $\mu\text{m}$  de la obtención de valores de la interface entre el material de restauración y el tejido dentario con sistema adhesivo visto por esmalte*

	<b>PROMEDIO</b>	<b>DESV. EST</b>
TNC	4.9	3.3
Z350	5.4	2.0
SON	4.5	1.1
BF	4.5	3.7
GRAN	7	3.5

*Tabla 17 Resultados en  $\mu\text{m}$  de la obtención de valores de la interface entre el material de restauración y el tejido dentario con sistema adhesivo visto por dentina*





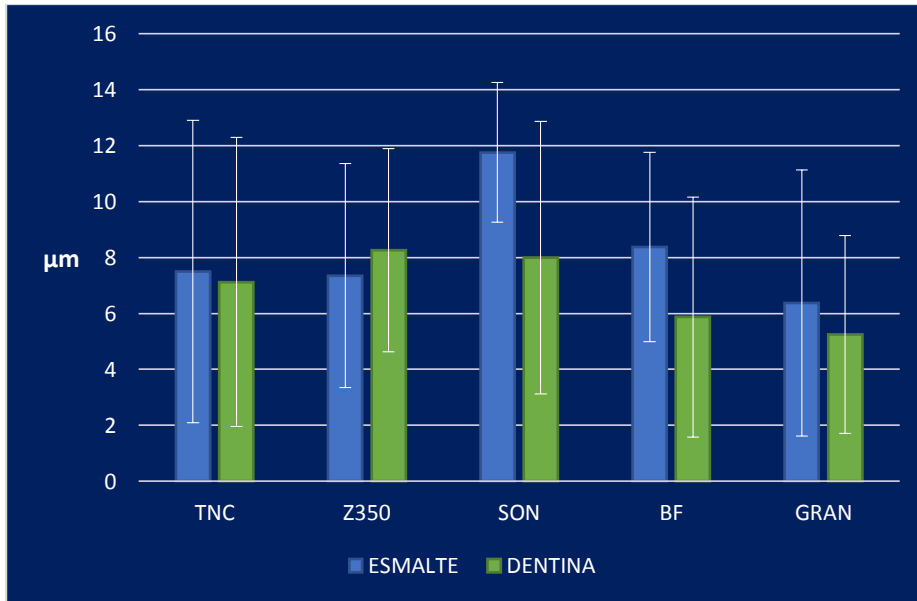
Gráfica 8 Resultados en  $\mu\text{m}$  de la obtención de valores de la interface entre el material de restauración y el tejido dentario con sistema adhesivo visto por esmalte y dentina

	PROMEDIO	DESV.
TNC	7.5	5.4
Z350	7.3	4.0
SON	11.7	2.4
BF	8.3	3.3
GRAN	6.3	4.7

Tabla 18 Resultados en  $\mu\text{m}$  de la obtención de valores de la interface entre el material de restauración y el tejido dentario sin sistema adhesivo visto por esmalte

	PROMEDIO	DESV.
TNC	7.1	5.1
Z350	8.2	3.6
SON	8	4.8
BF	5.8	4.2
GRAN	5.2	3.5

Tabla 19 Resultados en  $\mu\text{m}$  de la obtención de valores de la interface entre el material de restauración y el tejido dentario sin sistema adhesivo visto por dentina



Gráfica 9 Resultados en  $\mu\text{m}$  de la obtención de valores de la interface entre el material de restauración y el tejido dentario sin sistema adhesivo visto por esmalte y dentina.

## 10.- DISCUSIÓN

La aparición de nuevas formulaciones de resinas compuestas con características diferentes a sus antecesoras, propició el que se realizara este trabajo de investigación, que se logró llevar a cabo, ya que se cuenta con la infraestructura y equipo para realizar pruebas físicas en el laboratorio de investigación en materiales dentales de la facultad de Odontología de la UNAM.

Poca información se tiene de la última variedad de resinas compuestas que de acuerdo a sus fabricantes pueden colocarse en bloques unitarios de 4 y 5 milímetros en cavidades con estas profundidades o menos, lo que nos llevó a realizar una comparación entre dos resinas compuestas indicadas para colocarse en bloque, una de hasta cuatro milímetros y otra de cinco milímetros, esta última con un sistema de aplicación sónica, y compararlas con tres resinas compuestas indicadas para colocarse en capas no mayores a dos milímetros, estas últimas con un soporte de investigación amplio, categorizadas como convencionales en nuestra discusión.

Dentro de las pruebas comparativas, en primera instancia fue la profundidad de polimerización, medida de acuerdo a normas internacionales de control de calidad, que especifica dos milímetros como valor mínimo. De acuerdo a nuestros resultados todas las resinas valoradas reportaron valores por arriba de los cuatro milímetros, con lo que podemos inferir que las convencionales valoradas en este estudio, estas también pueden ser utilizadas en bloque en cavidades no mayores a cuatro milímetros, cabe resaltar que las indicadas para la técnica de relleno en bloque, *Tetric® N-Ceram Bulk* y *SonicFill®*, registraron una profundidad de curado de 6 y 5.7 milímetros respectivamente en promedio, sin que exista diferencia estadísticamente significativa entre ellas ,pero si entre *SonicFill®* con las convencionales. Pudiendo afirmar que las indicadas para colocarse en bloque valoradas en este estudio si tiene mayor profundidad de polimerización, cumpliendo con lo mencionado en la información dada por los fabricantes. Podemos constatar estos resultados con lo reportado por *Ahralah y col.* en febrero de 2014 <sup>28</sup> al comparar *Tetric EvoCeram® Bulk Fill*, *X-tra base*, *Venus® Bulk Fill*, *Filtek™ Bulk Fill*, *SonicFill®*. en profundidad de curado y dureza de la capa más profunda, siendo *SonicFill®* y *Tetric® EvoCeram Bulk Fill* las de mayor grado de profundidad de curado con 5.03 y 4.47mm, respectivamente, comportamiento que también observamos en nuestro estudio, aunque con una diferencia de un milímetro en cada valor, estos autores obtuvieron en esta mismas dos resinas los valores más altos de dureza, siendo mayor en *Tetric® EvoCeram Bulk Fill*. Así mismo este comportamiento puede ser validado por el reporte que existen de *Randolph y col* de marzo del 2014 <sup>29</sup>, donde se comparó, el efecto del *Lucirin-TPO*, fotoiniciador de

“Bulk Fill”, con la Canforoquinona, fotoactivador de resinas convencionales, donde se valoró el grado de conversión y monómero residual, siendo mayor el grado de conversión en las resina experimental formulada con *Lucirin-TPO*, y menor monómero residual, en comparación con una experimental con Canforoquinona.

En cuanto a la prueba de resistencia a la flexión todas las resinas valoradas cumplieron con el valor de 80 MPa exigido por la norma, reportando diferencia estadísticamente significativa entre la convencional *Filtek™ Z 350* con 146.3Mpa y *Tetric® N-Ceram Bulk* con 98.54MPa. Esta diferencia, únicamente fue entre estas dos resinas compuestas, se espera un mejor comportamiento clínico de la convencional en cavidades compuestas ya que la esta soporta más carga sin sufrir deformación elástica en comparación con la segunda. Todas las otras resinas incluyendo la de aplicación el bloque de cinco milímetros *SonicFill®* con 132.8 MPa, obtuvieron valores por arriba de los 100 MPa.

De acuerdo con los resultados arrojados por la prueba, el módulo flexural está directamente relacionado con la prueba de resistencia a la flexión, la cual es expresada en fuerza por unidad de área.

En cuanto a la prueba de contracción, los datos obtenidos de % de encogimiento fueron similares en todas las resinas, sin existir diferencia estadísticamente

significativa entre estas. Cabe comentar que al realizarse esta prueba se obtuvieron los valores de rapidez de polimerizado, esperando una menor rapidez en las de colocación en bloque, fenómeno que no se observó, siendo la resina *Filtek™ Z 350* la que reporto menor valor de rapidez de polimerización, con diferencia estadísticamente significativa con las dos indicadas para colocarse en bloque y la *Grandio®* So de *Voco*, siendo *SonicFill®* la resina que mayor rapidez de polimerización reportó. Este comportamiento puede verse manifestado clínicamente por un mayor estrés de polimerización lo que pudiera repercutir en la pérdida de unión resina, adhesivo y tejido dentario, como lo reporta *Kleverlaan* en el 2005 <sup>30</sup>, siendo un comportamiento que habrá que estudiar y valorar de este tipo de resinas para colocarse en bloque, y que habrá que observarse en la clínica a largo periodo de tiempo.

La prueba de resistencia al desalojo propuesta por el Dr.Barceló<sup>21</sup>, se eligió para este estudio porque este método valora el comportamiento del material de restauración en condiciones de factor de contracción de cuatro, que nos permite reproducir mayormente las condiciones clínicas donde es colocado el material de restauración, a diferencia de la prueba de sisalla y microtención donde el factor de contracción solamente es de uno, no contemplando el comportamiento del material de restauración sino que solamente del adhesivo y con este método se incluye el comportamiento del material como es la contracción y velocidad de polimerización, además con esta técnica podemos valorar diferentes protocolos de colocación de la

restauración directa, como son las de las resinas compuestas, para tener mayor información sobre el comportamiento de estas resinas se llevó a cabo esta prueba con una variante, se realizaron muestras con y sin adhesivo, de acuerdo a los resultados con las muestras con sistema adhesivo, la resina *Tetric® N-Ceram Bulk Fill* presenta mayor resistencia al desalojo sin diferencia estadísticamente significativa con las otras resinas a excepción de con *Grandio®So* de *Voco* y dentro del grupo de muestras sin sistema adhesivo no arrojó diferencias estadísticamente significativas entre ellas. Lo que hay que resaltar es que este grupo sin adhesivo, en base a que se realizó a un número muy pequeño de muestras, solamente tres, podemos catalogarlo como piloto y habrá que confirmar estos valores en futuras investigaciones con un número mayor de muestras, al mismo tiempo de reproducir esta prueba valorando la influencia del termociclado para contemplar una condición más clínica in vitro, como es someterlas a ciclos de 5°C a 55 °C. De esta manera se verá cómo afecta el estrés de polimerización en la resistencia al desalojo y en la medida del espacio entre material restaurativo y tejido dentario. Hay que resaltar que los valores en MPa en resistencia al desalojo con adhesivo fueron mayores a los sin adhesivo del orden de 30MPa en el primer grupo y 10MPa en el segundo, confirmándose la utilidad del uso de sistemas de adhesión.

En el estudio se midió el espacio entre material restaurador y tejido dentario con un microscopio óptico para cuerpos opacos a 1000X antes de ser desalojadas las muestras de la cavidad con y sin adhesivo, y tanto por la superficie correspondiente

a esmalte como a dentina. Se midió en los cuatro puntos cardinales de la restauración, teniendo una calibración previa, ya que no encontramos antecedentes de esta medida bajo las condiciones indicadas en la especificación técnica para medir adhesión realizada en este estudio. Con el uso de adhesivo no se encontraron diferencias estadísticamente significativas tanto en la superficie con esmalte como en dentina y tampoco entre ellas, con valores de 4 a 7 micras. Sin adhesivo este valor aumento, llegando a valores de 5 a 11 micras, siendo la desviación estándar muy alta en estas y tan pocas las muestras que el resultado sin adhesivo tanto en la prueba de desalojo como en la medida de la interface que no podemos considerarla, sino solamente como prueba piloto.

Futuras valoraciones como las indicadas más arriba como otras, como es el estudio de la estructura interna de estas nuevas formulaciones y esperar valoraciones clínicas a largo tiempo en su uso para poder dar un juicio más acertado a la conveniencia del uso de este nuevo grupo de resinas compuestas.



## 11.- CONCLUSIONES

Bajo la metodología usada en este estudio y a las limitantes del mismo podemos concluir:

1.- Las resinas indicadas para colocarse en bloques de 4 y 5 milímetros cumplen con estos valores de profundidad de polimerización.

2.- Las resinas mencionadas como convencionales valoradas en este estudio reportaron valores por arriba de los 4 milímetros de profundidad de polimerizado.

3.- En la prueba de resistencia a la flexión todas las resinas valoradas están por arriba de los 80 MPa exigidos por la norma, teniendo un valor mayor la resina convencional Z350.

4.- En la prueba de contracción, no hubieron diferencias entre las resinas convencionales y las de colocación en bloque de 4 y 5 milímetros en los datos de porcentaje de encogimiento.

5.- La rapidez de polimerización fue mayor en las de colocación en bloque de 4 y 5 milímetros.

6.- Los resultados de resistencia al desalojo para medir adhesión, con sistema adhesivo, las de colocación en bloque de 4 y 5 milímetros fueron mayores a las convencionales, sin diferencia estadísticamente significativa.

7.- La medida de la interface entre el material restaurativo y el tejido dentario fue similar en la superficie del esmalte como en la superficie de la dentina, sin diferencia entre los dos grupos de resinas.

8.- La valoración sin adhesivo tanto de la resistencia al desalojo como la medida de la interface entre material restaurativo y superficie dental, realizada en este estudio, debe ser considerada como prueba piloto.

## BIBLIOGRAFÍA

- 1.-Pilo R, Oelgiesser D, Cardash HS. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *J Dent* 1999; 27:235–41.
- 2.-Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MC. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent* 1992; 20:183–8.
- 3.-Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Hüsler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dent Mater*. 2012 May; 28(5):521–8.
- 4.- INTERNATIONAL ESTÁNDAR (E) ISO 4049. Odontología – Resinas con Materiales de relleno. Organización internacional de normas de 2009.
- 5.- Álvarez-Gayosso C, Barceló-Santana F, Guerrero-Ibarra J, Sáez-Espínola G, Canseco-Martínez MA Calculation of contraction rates due to shrinkage in light-cured composites. *Dent Mater* 2004; 20(3): 228-235.
- 6.- Barceló Santana F, Velásquez Mireles N, Guerrero Ibarra J. Resistencia al desalojo del empuje de materiales restaurativos directos, *Revista Odontológica Mexicana* ; 2005 Vol. 9 Núm. 4 diciembre.
- 7.- TECHNIC SPECIFICATION ISO/TS 11405 Second edition 2003-02-01Dental materials — Testing of adhesion to tooth structure.
- 8.- Craig Robert. G. *Materiales de odontología Restauradora*. Madrid, Ed. Harcourt Brace. 10 ed. 1998
- 9.- Amaya S. Paredes M. Sarmiento M. Caracterización y determinación del porcentaje en peso de 13 resinas compuestas empleadas en Colombia. Tesis Unal. 2009.
- 10.- Barrancos J. Barrancos P. *Operatoria dental*. Ed Medica Panamerica. 4ta ed. 2006 (767-790)
- 11.- Monzner N. La química de la matriz de monómero o polímero de los composites de restauración dental. Report. Reserch and development Ivoclar Vivadent. N°18 Agosto 2007.
- 12.- Scougall RJ, Hotta Y, Hotta M, Idono T, Yamamoto K. Examination of composite resins with electron microscopy, microhardness tester and energy dispersive x-ray microanalyzer. *Dental Materials Journal*. 2009 28(102-112)
- 13.- CHAIN, M.C; BARATIERI, L.N. *Restaurações estéticas com resina composta em dentes posteriores*. São Paulo: Artes Médicas/EAP-APCD. 1998

- 14.- Rodriguez G. Douglas R. Pereira S. Natalie A. Current Trends And Evolution On Dental Composites, Acta odontológica venezolana VOLUMEN 46 N° 3 / 2008
- 15.- Información científica Filtek tm P90, 3M ESPE Disponible en:  
[http://solutions.3m.com/wps/portal/!ut/p/a0/04\\_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOJDDQx8LZwMHQ0sgs0MDTxN\\_cMsPNw9vly9jfWDU\\_PiQ4P1C7ldFQEUPepK/](http://solutions.3m.com/wps/portal/!ut/p/a0/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOJDDQx8LZwMHQ0sgs0MDTxN_cMsPNw9vly9jfWDU_PiQ4P1C7ldFQEUPepK/)
- 16.- Mejía Rodríguez Karen, Mena Huertas Dubier. Opacidad y translucidez de diferentes resinas de acuerdo a su tamaño de partícula y su aplicación clínica, Facultad De Odontología Universidad Nacional De Colombia.(25,36)
- 17.- Garcia A, Martinez M, Cabanes J, Barjau A, Fos P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2006;11:E215-20.
- 18.- Bertoldi H. Nanotecnología en la Formulación de nuevos composites Revista AIOI Academia Internacional de Odontología Integral. Ecuador. Sept. Octubre 2004. No 4. Pág. 6-11.
- 19.- Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. Dent Mater 1992;8:310-9.
- 20.-Pascal C. Nicoleta I. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites, Clin Oral Invest, Accepted: 21 February 2012.
- 21.- Walter R. Swift E. Bulk-Fill Flowable Composite Resins, Journal of Dentistry 2011 (39:643–7)
- 22.- S. El-Safty,a,c, N. Silikas a, D.C. Watts,a,b,\* Creep deformation of restorative resin-composites intended, for bulk-fill placement, dental materials 28 ( 2012 ) 928–935.
- 23.- Lazarchik D. Barry D. Sikes C. Stephen W. Rueggeberg F. Hardness comparison of bulk-filled/ transtooth and incremental-filled/ occlusally irradiated composite resins, J Prosthet Dent 2007; 98: 129-140.
- 24.- Van Ende, Munck J. Van Landuyt K. André Poitevin A. Marleen Peumans, Bart Van Meerbeek\*,Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: Effect on adhesion to cavity-bottom dentin, Dental materials 30 (2012).
- 25.- Roggendorf M.J., Kramer,A.Appelt N, Naumann M. Frankenberger R. Marginal Quality of Flowable 4-mm Base versus Conventionally Layered Resin Composite, Journal of Dentistry 2011 (39:643–7)
- 26.- SONICFILL Propiedades mecánicas, rendimiento que causa una buena impresión  
Disponible en: <http://www.sonicfill.com.mx/propiedades-mecanicas/>

- 27.- Tetric N-Ceram Bulk Fill, Cambiando el paradigma de la aplicación de composites  
Disponible en: <http://www.ivoclarvivadent.com.mx/es-mx/resinas/tetric-n-ceram-bulk-fill>
- 28.- Alrahlah A, Silikas N, Watts DC, Hygroscopic expansion kinetics of dental resin-composites. *Dent Mater*, 30(2), 143-148. 2014.
- 29.-LD Randolph , WM Palin , S Bebelman , J Devaux , B Gallez , G Leloup , JG Leprince, Ultra-fast light-curing resin composite with increased conversion and reduced monomer elution. *Dent Mater*. May;30(5):594-604. 2014
- 30.- Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater* 2005; 21: 1150-1157.