



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

ESTUDIO COMPARATIVO DE LAS PROPIEDADES  
FÍSICAS DE UNA RESINA EN BLOQUE.

**T E S I N A**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

**C I R U J A N A   D E N T I S T A**

P R E S E N T A:

ERIKA CITLALLI CISNEROS HERNÁNDEZ

TUTOR: Mtro. CARLOS ALBERTO RODRIGUEZ ZAVALA

ASESORA: Esp. ALMA ROSA RESENDIZ JUÁREZ



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**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.

## *AGRADECIMIENTOS*

A mi amada casa de estudios, la Universidad Nacional Autónoma de México, quien me abrió las puertas de esta, mi segunda casa, orgullosa de ser Puma.

A la H. Facultad de Odontología, quien me brindo todos los conocimientos, y no sólo eso, también todas las experiencias que me dejo esta hermosa carrera a lo largo de los años. Sus colores, valores y todas las enseñanzas se han quedado grabados en mi corazón, toda mi gratitud por siempre.

A mi tutor el Mtro. Carlos Alberto Morales Zavala quien me brindo su apoyo y conocimientos para que esta tesina fuera posible.

A mi asesora la Esp. Alma Rosa Reséndiz Juárez por estar apoyándome con su tiempo en la experimentación.



## DEDICATORIAS

A Dios primeramente, porque me puso en la carrera exacta y quien me ha dado fuerzas cuando no las tenía para seguir adelante.

*...no que seamos suficientes en nosotros mismos para pensar que cosa alguna procede de nosotros, sino que nuestra suficiencia es de Dios.*

2. Cor. 3:5-6

A mi madre, que siempre me ha demostrado el significado de la palabra esfuerzo, quien con todo su amor ha logrado darme las mejores herramientas y consejos para mi vida. Quien siempre me ha apoyado en todas mis iniciativas de principio a fin, secando mis lágrimas y compartiendo mis alegrías.

Este triunfo es de ambas. Gracias por tanto. Te amo

A mi tío Efraín, quien ha sido más que un papá para mí, y por quien he entendido como es el amor de Dios en la vida de quien le permite entrar. Porque has sido un cómplice y quien me ha dado en muchas ocasiones las alas para poder volar.

A mi hermana Nhayé, mi compañera de vida, gracias por las veces que confiaste en mí al principio de mi carrera, y por todo lo que me has enseñado, por ser mi mejor amiga y aliada. Siempre podrás contar conmigo.

A mi Abuelita Ros, que desde el cielo cuida de nosotros y antes de partir estuvo al pendiente de mí cuando no había nadie, con sus tés y comida para que no me fuera sin algo de comida a la escuela. Te extraño

A mi tía Violeta, quien ha sido mi mejor consejera, ha sido un proceso lleno de alegrías y muchas emociones y siempre te has tomado el tiempo de escucharme y darme palabras de sabiduría y aliento.

A Lili, quien siempre estuvo a mi lado, y al pendiente de mi, apoyándome en todo, en cada examen, en cada momento especial y triste a lo largo de estos 6 años. Gracias por ser mi mejor amiga.

A Yutzil, mi flaquita preciosa, por tan linda amistad, quien me ha hecho sentir parte de su familia, no sé qué haría sin todas tus locuras. De aquí hasta las prostos.

A todos mis pacientes, quienes pusieron de su tiempo y confianza en cada uno de los tratamientos realizados.



## ÍNDICE

1. Introducción.....	5
2. Antecedentes.....	6
3. Generalidades de las resinas compuestas.....	8
4. Composición .....	9
5. Clasificación .....	12
5.1 Convencionales o Macrorelleno .....	12
5.2 Microrelleno .....	13
5.3 Híbridas.....	13
5.4 Nanorelleno .....	14
5.5 Microhíbridas.....	15
6. Requisitos de las resinas .....	16
6.1 Compatibilidad biológica.....	16
6.2 Propiedades físicas .....	16
6.3 Manipulación .....	17
6.4 Propiedades estéticas .....	17
7. Propiedades biomecánicas de las resinas compuestas .....	17
7.1 Resistencia al desgaste.....	18
7.2 Textura superficial .....	18
7.3 Resistencia a la fractura.....	18
7.4 Coeficiente de expansión térmica .....	19
7.5 Módulo de elasticidad .....	20
7.6 Sorción acuosa .....	20
7.7 Resistencia a la flexión .....	20
7.8 Profundidad de curado.....	21
8. Indicaciones .....	21
8.1 Indicaciones en restauraciones anteriores y posteriores .....	21
9. Polimerización.....	22
9.1 Agente activador .....	24
10. Consideraciones para las resinas de bloque o "Bulk" .....	25



11. Diseño experimental .....	26
11.1 Hipótesis .....	26
11.2 Objetivo .....	26
12. Metodología .....	27
12.1 Población de estudio .....	28
12.2 Selección y tamaño de muestras .....	28
12.3 Criterios de inclusión y exclusión .....	28
12.3.1 Criterios de inclusión .....	28
12.3.2 Criterios de exclusión .....	28
12.4 Planteamiento del problema .....	28
12.5 Justificación .....	29
12.6 Materiales .....	29
13. Método .....	31
13.1 Profundidad de curado .....	31
13.2 Resistencia a la flexión .....	32
14. Resultados .....	34
14.1 Profundidad de curado .....	34
14.2 Resistencia a la flexión .....	35
15. Discusión .....	39
16. Conclusiones .....	42
17. Bibliografías .....	43



## 1. Introducción

A lo largo de las últimas décadas el desarrollo de nuevas tecnologías dentro de la odontología restauradora ha sido muy significativo, ya que ésta evolución puede hacer que el odontólogo tenga más herramientas para su práctica diaria.

Dentro de estos nuevos desarrollos, surgen las resinas llamadas “Bulk”, que a diferencia de las convencionales, su colocación es, estas se colocan en bloque de 4mm. Por lo anterior el fabricante sugiere una mejora en el uso de las resinas “Bulk” para ahorrar tiempo y mejorar el comportamiento.

Mediante estudios y pruebas de laboratorio, se comparó la efectividad de una resina en bloque y una convencional de la misma marca. (SDI®)

Las pruebas se realizaron bajo la norma No. 27 de la ADA.

De esta manera el cirujano dentista conocerá una nueva opción para su área laboral, lo que se verá reflejado en sus tratamientos.



## 2. Antecedentes

Los materiales de restauración estéticos son lo que más se busca hoy en día para, restituir la estructura dental dañada o perdida. Con lo anterior se contribuye también a la autoestima del paciente.

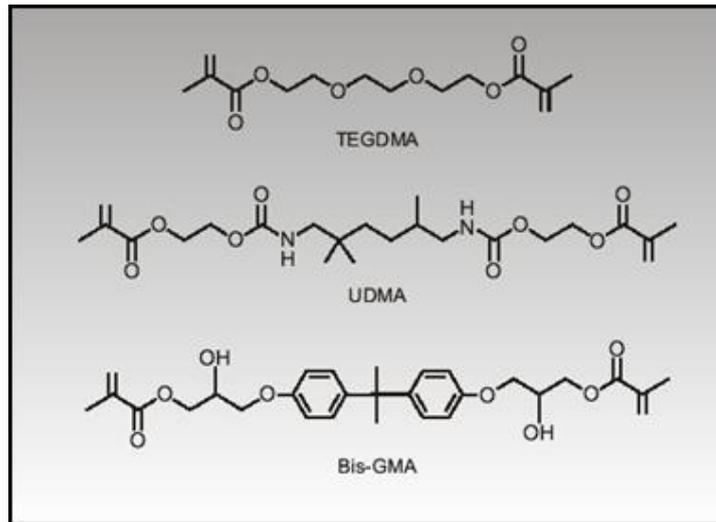
Durante la primera mitad del siglo XX, los únicos materiales que tenían color del diente y podían ser usados como materiales de restauración eran los silicatos, resinas acrílicas, resinas compuestas, los selladores y posteriormente los ionómeros de vidrio.<sup>1</sup>

Los silicatos aparecieron en 1871; se preparaban a partir de una base de polvo de silicato, que incluía vidrio de alúmina-sílice, y un líquido de ácido fosfórico. Los vidrios grabados eran unidos con una matriz de gel que eran muy sensibles a la humedad y se volvía muy soluble en líquidos orales. La principal ventaja de los silicatos como materiales para restauraciones estéticas directas consistía en que el fundamento de los vidrios liberaba fluoruro de forma lenta pero continua, consiguiendo un efecto anticariogénico. La respuesta biológica era poco favorable, y había que proteger la pulpa para limitar la respuesta inflamatoria.

En 1962 empieza la era de las resinas compuestas que fueron introducidas por el Dr. Rafael L. Bowen, quien hizo una combinación de resinas acrílicas, con resinas epóxicas, para reducir la expansión térmica del material, prevenir la microfiltración marginal y mejorar la resistencia de la obturación de resina.<sup>2</sup>

Más tarde, en los años 90's, en la Oficina Nacional de Normas (U.S. National Bureau of Estándar) combinó polvo vítreo de sílice con un monómero viscoso popularmente conocido por el acrónimo Bis-GMA (Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato). La carga fue de aproximadamente 70%.

Chang RHU, generó el primer producto pasta-líquido y un poco más tarde Lee HL, formuló la versión moderna de pasta-pasta. Con el trabajo de Lee se hizo popular el compuesto ADAPTIC (Jhonson & Jhonson) como material de obturación). Posteriormente aparecieron una serie de productos basados en “La tecnología de Bowen y Lee.”<sup>2</sup>

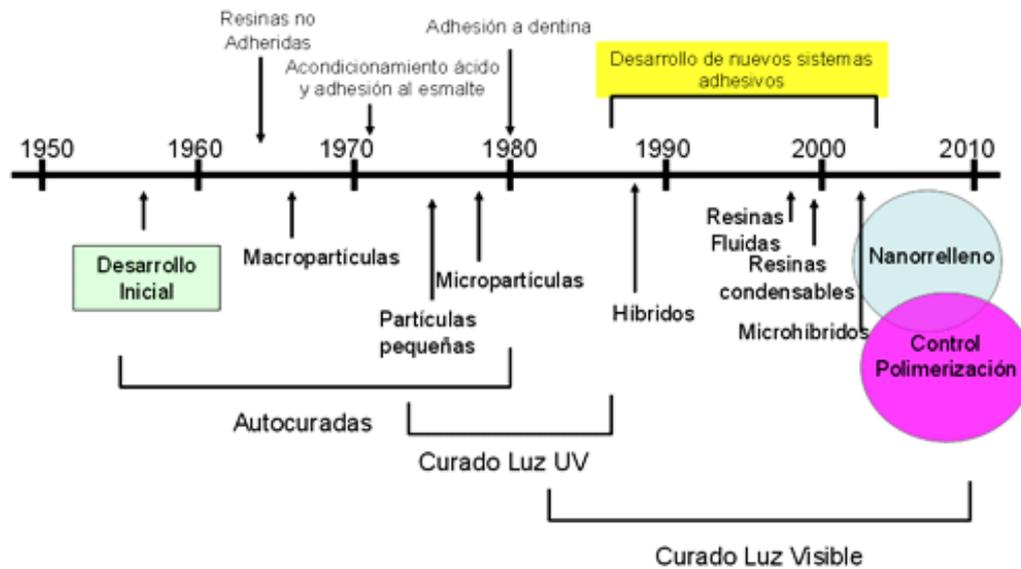


**Fig. 1 Estructura química de TEGDMA, UDMA y Bis-GMA<sup>1</sup>**

En esta misma década de los 90's, con el surgimiento de las resinas compuestas fotopolimerizables, Michael Bounocuore posibilitó un sistema significativo de avance a los materiales de restauración gracias al grabado ácido, evidencia en la década de los 80 por el desarrollo de las resinas compuestas con elevada exigencia en dientes anteriores, y con el mejoramiento de propiedades mecánicas para dientes posteriores. Por otra parte, en la década de 1990, surgieron los llamados composites universales, con recomendación de uso tanto para dientes anteriores como posteriores por la utilización de partículas de carga de menor tamaño y con mejor equilibrio entre propiedades mecánicas y resultado estético.<sup>3</sup>

El desarrollo de las resinas de compuestas para las restauraciones ha permitido mejorar las propiedades mecánicas, reducir el coeficiente de expansión térmica, limitar los cambios dimensionales durante el fraguado y potenciar la resistencia a la abrasión de las restauraciones directas y, por consiguiente, obtener mejores resultados clínicos.<sup>1</sup>

Actualmente existe una gran variedad de resinas compuestas con nuevos monómeros y para aplicación en diversos procedimientos.



**Fig. 2 Cronología del desarrollo de resinas compuestas <sup>2</sup>**

### 3. Generalidades de las resinas compuestas

Este grupo de materiales restauradores es regido por la norma 27 de la ADA y 4049 de ISO. Esta norma establece los requisitos que debe cumplir un material a base resina compuesta y las clasifica en:

Clasificación A: Materiales "reclamados" por el fabricante como apropiados para las restauraciones que implican superficies oclusales.

Clasificación B: Todos los materiales.



Tipo 1: Materiales en los que la configuración se lleva a cabo mediante la mezcla se un iniciador y activador, pero excluyendo aquellos materiales en los que se juste también a consecuencia de la aplicación de energía químicamente curado. (Materiales dual curado)

Tipo 2: Materiales activados por energía externa. Esos materiales donde la fijación se efectúa mediante la aplicación de energía, como la luz azul, y que incluye aquellos materiales que también contienen una sustancia química como un iniciador y activador.<sup>4</sup>

Las resinas compuestas dentales, son una mezcla compleja de resinas polimerizables mezcladas con partículas de relleno inorgánicos. Para unir las partículas de relleno a la matriz orgánica de resina, el relleno es recubierto con silano, un agente de conexión o acoplamiento.<sup>2</sup>

#### 4. Composición

Un material compuesto, se define como "combinaciones tridimensionales de por lo menos dos materiales químicamente diferentes, con una interfase distinta, obteniéndose propiedades superiores a las que presentan sus constituyentes de manera individual."<sup>5</sup>

Las resinas compuestas constan de 3 elementos fundamentales:

1. Matriz orgánica
2. Matriz inorgánica
3. Un agente de unión o silano.<sup>6</sup>

La matriz orgánica de las resinas compuestas, está constituida básicamente por 4 elementos.

En primer lugar un sistema de monómeros mono, di-o tri-funcionales, siendo el Bis-GMA el monómero más usado.

Debido a su alta viscosidad del Bis-GMA, a esta se ha agregado otros dimetacrilatos, como TEGDMA (Trietilenglicol dimetacrilato), UDMA (Dimetacrilato de uretano) u otros monómeros, para darle la viscosidad adecuada.

En segundo lugar, un sistema iniciador de la polimerización de los radicales libres, que en las resinas compuestas fotopolimerizables es una alfa--dicetona (canforquinona); cuyo espectro de absorción está en un rango de longitud de onda entre 450 y 500 nm, siendo su pico de absorción o sensibilidad los 470nm.

En tercer lugar, un sistema de estabilizadores o inhibidores, como el éter monometílico de hidroquinona, para maximizar la durabilidad del producto durante el almacenamiento antes de la polimerización y su estabilidad química tras la misma.

Y por último, los absorbentes de la luz ultravioleta por debajo de los 350 nm, como la 2-hidroxi- 4metoxibenzofenona, para proveer estabilidad del color y eliminar sus efectos de generar decoloraciones a medio o largo plazo.

La estabilidad del color y la tendencia al reblandecimiento de las resinas compuestas dependen de la matriz orgánica. <sup>1,6</sup>



**Fig. 3 Composición de una resina compuesta<sup>3</sup>**



En el material de relleno inorgánico, las partículas de relleno se adicionan a la fase orgánica mejorando las propiedades físico-mecánicas de las resinas compuestas, proporcionan estabilidad dimensional a la matriz resinosa y mejora sus propiedades.

Existe una gran variedad de partículas de relleno empleadas en función de su composición química y morfológica. Los más modernos sistemas de resinas pueden contener cuarzo, sílice coloidal y vidrio de sílice con contenido de bario, estroncio y zirconio

La adición de estas partículas a la matriz orgánica reduce la contracción de polimerización, sorción acuosa y coeficiente de coeficiente de expansión térmica, proporcionando un aumento de la resistencia a la tracción, compresión y abrasión, como consecuencia se aumenta el módulo de elasticidad.

Las propiedades mecánicas están muy influenciadas con el material de relleno, por estas razones se busca incorporar el mayor porcentaje de relleno posible.<sup>2</sup>

#### 4.1 Agente adhesivo o de unión

Su función es unir la partícula inorgánica a la matriz orgánica. Son compuestos orgánicos silanos, actúan de un lado con el BIS-GMA y por el otro con el sílice que contiene el material de relleno.

El tipo de unión deberá ser fuerte, de lo contrario las partículas de vidrio podrían desprenderse provocando la penetración de humedad en la interfaz. Es el silano que se utiliza con mayor frecuencia.<sup>1</sup>

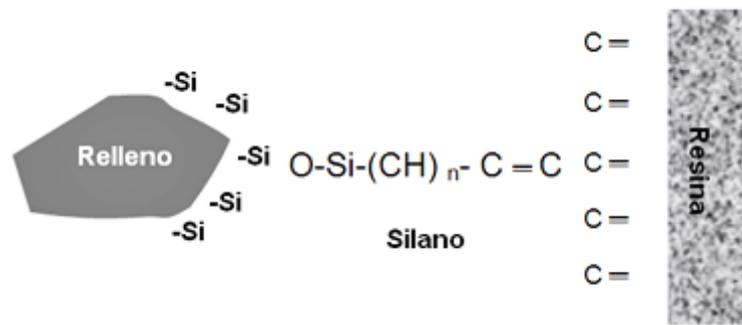


Fig. 4 Estructura química del silano <sup>4</sup>

## 5. Clasificación

Las resinas compuestas se clasifican en función del tamaño medio del componente principal del relleno.

Según Lutz y Phillips:

### 5.1 Convencionales o Macrorelleno

El tamaño de partícula es de 8 a 50  $\mu\text{m}$ . Fueron las primeras utilizadas para la obturación de dientes anteriores, actualmente se encuentran en desuso.<sup>7</sup>

El relleno que se utiliza con mayor frecuencia en estos materiales es el sílice amorfo pulverizado y cuarzo.

Al solo presentar estructuras de macrorelleno, esto provoca un desgaste en el diente y su antagonista.<sup>1</sup>

Se caracterizaban porque sus partículas pueden fracturarse y ser desalojadas de manera selectiva de la matriz orgánica, cuyo desgaste es más rápido. La unión entre la matriz y las macropartículas es débil, propensa a hidrólisis.



Después de pulidos y cierto tiempo de uso en la cavidad bucal, se tornaba áspera por la desintegración de la matriz orgánica, lo que facilitaba el manchado prematuro y el cambio de color.<sup>7</sup>

## 5.2 Microrelleno

El tamaño de partícula es de 0,5 a 3  $\mu\text{m}$ : existe una amplia distribución de las partículas de relleno, que facilita la carga de relleno y las resinas compuestas de molécula pequeña (PP) contienen más relleno inorgánico.<sup>1</sup>

Se utilizan solamente para obturaciones de dientes posteriores, donde el grado de pulido y duración no tienen importancia, al igual que en dientes anteriores. Tienen buena resistencia al desgaste y las interfases ni el relleno sufren algún deterioro y formación de grietas.<sup>7</sup>

Están indicadas en situaciones con gran tensión o propensas a la abrasión como en las preparaciones de clase IV.

## 5.3 Híbridas

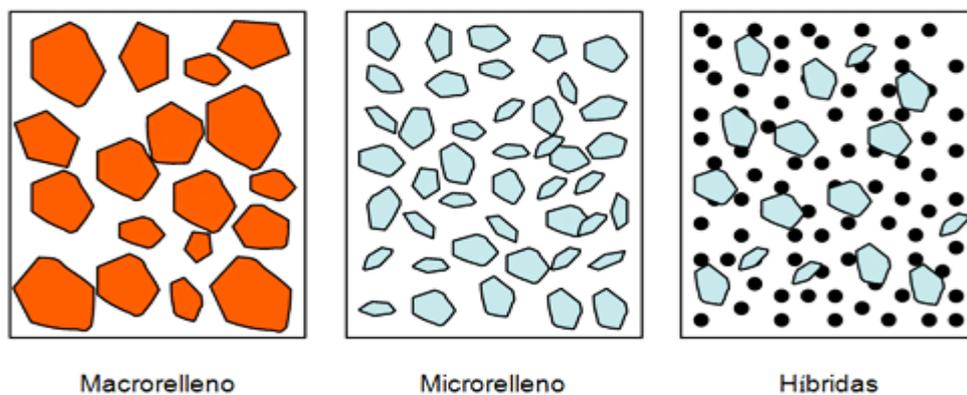
El tamaño de partícula es de 0,4 a 1  $\mu\text{m}$ : contienen dos clases de partículas de relleno, las constituyen el sílice coloidal y partículas de vidrio triturado que contienen metales pesados.

El porcentaje de relleno oscila entre 76 y 80% o por unidad de peso. Este material sufre la desintegración química característica (corrosión) entre las interfaces, la matriz, el macrorellenador. De la misma manera, la superficie de la obturación se torna áspera con el tiempo por el desgaste de la matriz orgánica.<sup>8</sup>

Su finalidad es dar una mejor resistencia.

## 5.4 Nanorelleno

El tamaño de partícula es de 0.02 a 0.075  $\mu\text{m}$ : Casi siempre las resinas con nanorelleno están en combinación con partículas híbridas y en este caso específico, los productos se denominan resinas nanohíbridas y contienen relleno de estroncio vítreo. Este relleno nanométrico posee una gran resistencia además de generar un pulido de larga duración, manteniendo las propiedades de resistencia mecánica. <sup>1</sup>



**Fig. 5 Material de relleno<sup>3</sup>**

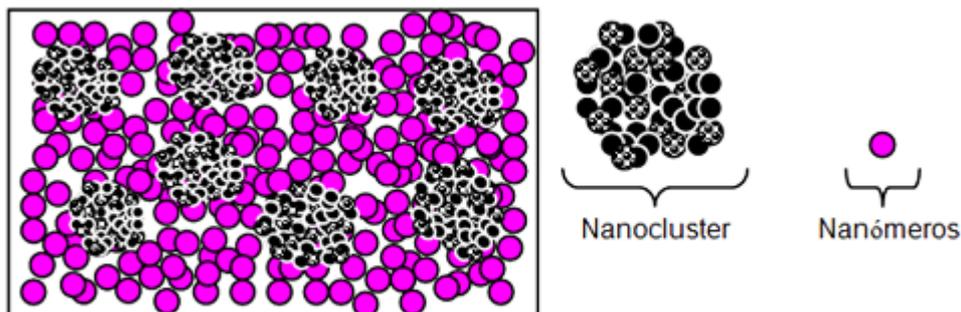
La innovación más reciente ha sido el desarrollo de resinas compuestas de nanorelleno, que contienen solo partículas de escala "nano" ( $10^{-9}$ ). Además, la mayoría de fabricantes han modificado la composición de las resinas microhíbridas para incluir más nanopartículas, y posiblemente rellenos de resina prepolimerizada, similar a los encontrados en las resinas compuestas de microrelleno, y a este grupo se les ha denominado nanohíbridos.<sup>2</sup>

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

Los racimos o “nanoclusters” están formados por partículas de zirconio/sílice o nano sílice. Los “clusters” son tratados con silano para lograr entrelazarse con la resina.<sup>5</sup>

Las ventajas que éstos nos ofrecen son:

- Carga de relleno aumentada
- Menor contracción de polimerización
- Desgaste reducido
- Resistencia y módulo de elasticidad adecuada
- Pulido y retención del brillo mejorada.



**Fig. 6 Nanoclusters** <sup>4</sup>

### 5.5 Microhíbridas

En el caso de los microhíbridos se trata de un tipo de composite que contiene dos tipos de rellenos combinados, con un alto contenido en partículas submicrónicas de formas irregulares.

La distribución de partículas proporciona un buen empaquetamiento, permitiendo conseguir composites de alta carga con un buen manejo clínico. Teniendo entre un 60% y un 70% de relleno en volumen. (Lo equivalente a un 77% a 84% en peso.)<sup>1</sup>



Sus propiedades principales son una buena resistencia a fracturas y desgaste, junto con un buen manejo clínico y pulido, lo cual lo hace de los composites más versátiles y adecuados, tanto para el sector anterior como posterior.<sup>6</sup>

Tiene como defecto la pérdida del pulido en un tiempo reducido, haciendo convenientemente visitas periódicas para devolver el brillo inicial a la restauración.<sup>9</sup>

## 6. Requisitos de las Resinas

Lo ideal es que contengan las siguientes características.

### 6.1 Compatibilidad biológica

La resina debe ser insípida, inodora, no tóxica, no debe irritar ni dañar los tejidos bucales. Para cumplir estos requisitos, debe ser totalmente insoluble en la saliva y en cualquier otro fluido que se lleve a la boca, y debe de ser impermeable a los fluidos orales para no resultar poco higiénica ni desagradable en cuanto a sabor y olor. Si se utiliza la resina como material de obturación o cementado, debe aplicarse rápidamente y adherirse a la estructura dental para prevenir microfiltración.<sup>8</sup>

### 6.2 Propiedades físicas

La resina debe tener la suficiente fuerza y resiliencia, así como la resistencia necesaria para afrontar las fuerzas de impacto y el uso excesivo que se le puede dar en la cavidad oral. El material también debe ser dimensionalmente estable en todos los casos, incluidos los cambios térmicos y las variaciones en las cargas.<sup>10</sup>



### 6.3 Manipulación

La resina no debe producir humos tóxicos ni polvo durante su manipulación. Debe ser fácil de mezclar, insertar, moldear y polimerizar, y debe de tener tiempo de fraguado relativamente corto y ser insensible a las variaciones en estos procedimientos de manipulación.<sup>8</sup>

### 6.4 Propiedades estéticas

El material debe ser translúcido o transparente, de manera que se pueda adecuar a la apariencia de tejidos orales que reemplaza. La resina ha de poder teñirse o pigmentarse aunque no debe haber ningún cambio en el color o aspecto del material después de la fabricación.<sup>1</sup>

## 7. Propiedades biomecánicas de las resinas compuestas

El término de las propiedades mecánicas se define como las respuestas medibles tanto elásticas (reversibles al eliminar la fuerza) como plásticas (irreversibles), bajo la influencia de fuerzas externas, denominadas cargas.

Se denomina fuerza a cualquier acción o influencia capaz de modificar la distancia interatómica de un cuerpo.

Las fuerzas pueden actuar de distinta forma en un cuerpo, produciendo efectos diversos, por lo que se puede describir diferentes tipos de fuerzas, según el efecto que generen sobre el cuerpo.



### 7.1 Resistencia al desgaste

Es la capacidad que poseen las resinas compuestas de oponerse a la pérdida superficial, como consecuencia del roce con la estructura dental, el bolo alimenticio o elementos tales como cerdas de cepillos y palillos de dientes.<sup>11</sup>

Cuanto mayor sea el porcentaje de relleno, menor el tamaño y mayor la dureza de sus partículas, la resina tendrá menor abrasividad.<sup>12</sup>

### 7.2 Textura superficial

Está relacionada con el tipo, tamaño y cantidad de las partículas de relleno y en segundo lugar con el tipo, tamaño y acabado de pulido. Una resina rugosa favorece la acumulación de placa bacteriana y puede ser un irritante mecánico especialmente en zonas próximas a los tejidos gingivales. En la fase de pulido de las restauraciones se logra una menor energía superficial.<sup>12</sup>

Cabe destacar que las resinas compuestas de nanorelleno proporcionan un alto brillo superficial.

### 7.3 Resistencia a la fractura

Es la tensión necesaria para provocar una fractura. Las resinas compuestas presentan diferentes resistencias a la fractura y va a depender de la cantidad de relleno, las resinas compuestas de alta viscosidad tienen alta resistencia, debido a que absorben y distribuyen mejor el impacto de las fuerzas de la masticación.<sup>13</sup>



Hoy se considera que la resistencia a la fractura aumenta a medida que se disminuye la distancia entre partículas de relleno en la matriz de resina. Esto reduce la fatiga debido a la transmisión de la carga en la resina y disminuye la formación y propagación de grietas en la misma, cuyos efectos suponen el inicio del fracaso clínico.<sup>14</sup>

#### 7.4 Coeficiente de expansión térmica

Es la velocidad de cambio dimensional por unidad de cambio de temperatura.<sup>15</sup>

Cantidad de calor en calorías/segundo que pasa a través de un material que tiene 1 cm de espesor por 1cm<sup>2</sup> de sección transversal y producida en 1 segundo, una diferencia de temperatura entre las dos superficies de 1°C en equilibrio.

Cuanto más se aproxime el coeficiente de expansión térmica de la resina al CELT (coeficiente de expansión lineal térmica) de los tejidos dentarios, menos posibilidad de formación de brechas marginales entre el diente y la restauración, al cambiar la temperatura.<sup>16</sup>

El CELT que se registra en el esmalte es de 0.0092, en dentina 0.0063 y para las resinas compuestas es de 0.011.

Un bajo coeficiente de expansión térmica lo más cercano al CELT de los tejidos dentarios.



## 7.5 Módulo de elasticidad

Indica la rigidez de un material. Un material con módulo de elasticidad elevado será más rígido, en cambio un material con bajo módulo de elasticidad es más flexible. En las resinas compuestas, esta propiedad igualmente se relaciona con el tamaño y porcentaje de las partículas de relleno; a mayor tamaño y porcentaje de las partículas, mayor módulo de elasticidad.<sup>13</sup>

## 7.6 Sorción acuosa

Esta propiedad está relacionada con la cantidad de agua adsorbida por la superficie y absorbida por la masa de una resina en un tiempo y la expansión relacionada a esta sorción. Es una propiedad de la fase orgánica, a mayor porcentaje de relleno, menor será la sorción del agua.<sup>17</sup>

La incorporación de agua puede causar solubilidad de la matriz orgánica afectando negativamente las propiedades de la resina fenómeno conocido como degradación hidrolítica.

Las resinas híbridas proporcionan baja sorción acuosa.<sup>18</sup>

## 7.7 Resistencia a la flexión

De acuerdo con la ley de Hooke, la tensión está determinada por la rigidez de un material cuando se somete a una tensión dada. En este caso, las tensiones de contracción se transfieren a la estructura dental circundante debido a que el módulo elástico del diente es mucho mayor que el material de restauración.

Un material con módulo de elasticidad elevado será más rígido; en cambio, un material que tenga un módulo de elasticidad más bajo será más flexible.



Las resinas con un alto porcentaje de carga podrán tener el mismo valor de contracción, pero la que sea más rígida generará mayor fuerza tensional.

La resistencia de una resina es muy similar a la dentina, está relacionada con el tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, mayor resistencia a la compresión y tracción.<sup>19</sup>

## 7.8 Profundidad de curado

Actualmente se sabe que para que la fotopolimerización se lleve a cabo en forma correcta se deben respetar algunos criterios físicos conocidos, como la potencia de la fuente lumínica o su longitud de onda, el tiempo de irradiación y el conocimiento de las distintas situaciones clínicas, como la distancia entre la superficie del composite y a fuente de luz. En odontología esta energía es aportada por moléculas iniciadoras que forman parte de la familia de las dicetonas, sensibles a la luz azul y más precisamente a una longitud de onda ubicada entre 390 y 490 nm. La dicetona más utilizada en odontología es la conforoquinona (CQ), que tiene una sensibilidad en el espectro de luz visible, alrededor de los 470nm (+- 20 nm).<sup>20</sup>

## 8. Indicaciones

### 8.1 Indicaciones en Restauraciones anteriores y posteriores

El éxito que tienen las resinas compuestas es debido también a los sistemas de adhesión.

En la actualidad debido a sus propiedades, ser usadas en dientes posteriores únicamente cuando la estética sea de importancia fundamental, cuando exista esmalte en todo el ángulo cavosuperficial de la cavidad y no hay contacto céntrico sobre la restauración.<sup>6</sup>



## 9. Polimerización

Se define como el conjunto de reacciones químicas en las cuales un monómero iniciador o endurecedor activa a otro monómero comenzando una reacción en cadena, la cual forma el polímero final.

Para lograr la polimerización clínica, se requieren de dos factores:

Utilizar un sistema de activación constituido por dos sustancias libres que al reaccionar producen radicales libres capaces de iniciar el proceso (peróxido y amina). Los radicales libres pueden ser generados por activación química, energética o física como la temperatura y luz.<sup>14</sup>

Las cadenas cruzadas formadas durante la polimerización no solo influyen en la rigidez, y resistencia a la temperatura, además disminuyen su solubilidad y absorción de agua.

Cuando el polímero es simple, se dice que la polimerización es por adición ya que asemeja una suma matemática.

En este tipo de polimerización no hay subproductos. Otros monómeros contienen un grupo químico funcional en su molécula llamado grupo superfiijo, que puede ser por ejemplo, un grupo hidroxilo (OH). Este grupo no queda integrado en el polímero resultante, sino que se desprende en forma de subproducto que suele ser agua, amoniac y alcohol etílico. Este tipo de polimerización se denomina por condensación.<sup>8</sup>

Podemos clasificar estos polímeros dependiendo de su forma de polimerizado



1. Polímeros de fotopolimerización: Se presentan en forma de una pasta dentro de jeringas compules o en cápsulas pre - dosificadas. Su polimerización se da gracias a una sustancia que absorbe la luz como canforoquinona y un acelerador como la amina alifática.
2. Polímeros de polimerización dual: Proceso de polimerización combinado entre el proceso químico y el de fotopolimerización.
3. Polímeros de autopolimerización: se presentan en pasta pasta y un líquido o un polvo y un líquido, por lo cual es más compleja su manipulación ya que ha una limitación en el tiempo. Su polimerización se da por reacción química utilizando un peróxido como iniciador y una amina como acelerador. <sup>2</sup>

Existen dos tipos de radiación utilizable: la radiación ultravioleta y algunas longitudes de onda de la zona visible del espectro.

Los rayos ultravioletas emitidos dentro de un espectro próximo a los 365nm.

La contracción durante la polimerización es el mayor inconveniente de estos materiales de restauración. Las moléculas de la matriz de una resina compuesta (monómero) se encuentran separadas antes de polimerizar por una distancia promedio de 4nm. (Distancia de unión secundaria), al polimerizar y establecer uniones covalentes entre sí, esta distancia se reduce a 1.5nm (distancia de unión covalente). Ese “acercamiento” o reordenamiento espacial provoca la reducción volumétrica del material.



Algunas de las limitaciones de la fotopolimerización, es que el material tiene que ser colocado en capas de 2mm, aproximadamente, lo que en restauraciones muy profundas el llenado de la cavidad puede tomar un tiempo considerable, además el material tiende a contraerse hacia la fuente de luz, mientras que las resinas quimio-polimerizables presentan una contracción paulatina y simultánea hacia el centro de la masa del material.<sup>21</sup>

### 9.1 Agente activador

El proceso de polimerización de los monómeros en resinas compuestas se puede lograr de diferentes modos. Para ello es necesaria la acción de los radicales libres para comenzar la reacción. Para que los radicales libres se generen, es necesario un estímulo externo.

Para que estos radicales libres se generen es necesario un estímulo externo. Según Yearn, en las resinas auto-polimerizables el estímulo proviene de la mezcla de dos pastas, una de las cuales tiene un activador químico (amina terciaria aromática como el dihidroxietil-p-toluidina) y la otra un iniciador (peróxido de benzoílo).<sup>3</sup>

En el caso de los sistemas foto-polimerización, la energía de la luz visible provee el estímulo que activa un iniciador en la resina (canforoquinonas, lucerinas u otras diquetonas). Es necesaria que la resina sea expuesta a una fuente de luz con la adecuada longitud de onda entre 420 y 500 nanómetros en el espectro de luz visible. Sin embargo, el clínico debe ser cuidadoso en minimizar la exposición de luz, hasta que el material esté listo para polimerizar, de otra forma puede comenzar una polimerización prematura y el tiempo de trabajo se puede reducir considerablemente.<sup>6</sup>



Otra forma común de polimerizar las resinas es a través de la aplicación de calor solo o en conjunto con fotocurado. Este procedimiento es bastante común en las resinas usadas en laboratorio para la fabricación de inlays y onlays. Para los materiales termo-curados, temperaturas de 100 °C o más, proveen la temperatura la cual sirve de estímulo para activar el iniciador.

El termo curado luego del fotocurado mejora las propiedades de la resina sobre todo la resistencia al desgaste y la resistencia a la degradación marginal. Cualquiera de estos mecanismos es eficiente y produce un alto grado de polimerización en condiciones apropiadas.

## 10. Consideraciones para las resinas de bloque o "Bulk"

Permiten restaurar cavidades con estratos de hasta 4 mm, rompiendo los protocolos tradicionales que nos indicaban que la colocación debía de ser mediante capas oblicuas de 2mm. En un tiempo más reducido, que va de los 10 a 20 segundos de polimerización.

Básicamente se incorporaron en la composición de la resina, filtros sensibles a la luz que permiten un curado de mayor profundidad, y la adición de aceleradores de polimerización.

Para el desarrollo de este tipo de resinas se hizo hincapié en 3 puntos principalmente:

1. Disminuir la contracción de polimerización en grandes estratos polimerizados en una sola aplicación, para ello el fabricante menciona que creó una partícula "mitigadora" de stress a la contracción, las cuales como su nombre lo indica tiene la particularidad de atenuar el estrés inducido por las contracción.



Estas se fusionan parcialmente con los silanos, adhiriéndose a la pared de la cavidad junto con la matriz de los monómeros y el adhesivo, resistiendo la fuerza de contracción.

2. Conseguir una profundidad efectiva de polimerización que alcance mínimamente los 4 mm estimados en cada capa.
3. Prolongar el tiempo de trabajo con el fin de que el profesional pueda adaptar correctamente el material, dando la anatomía y evitar dejar excesos. La resina cuenta con un filtro de sensibilidad a la luz, el cual evita la polimerización prematura sin perder las propiedades óptimas de manipulación con tiempo de trabajo de más de 3 minutos.<sup>22</sup>

## 11. Diseño experimental

### 11.1 Hipótesis

Hipótesis alterna: La resina cumplirá con las pruebas de profundidad de curado y resistencia a la flexión en la experimentación indicada por la norma No. 27 de la ADA

Hipótesis nula: la resina no cumplirá con las pruebas de profundidad de curado y resistencia a la flexión en la experimentación indicada por la norma No. 27 de la ADA.

### 11.2 Objetivo

Evaluar las propiedades físicas en comparación con resinas convencionales.

## 12. METODOLOGÍA

Para la realización de este experimento, se utilizaron las instalaciones y materiales proporcionados dentro del Laboratorio de Materiales dentales de la DEPeI (División de Estudios de Posgrado, e Investigación) Ciudad Universitaria, Ciudad de México.

Las condiciones en las cuales se realizaron las muestras a  $23\pm$  °C y 35% de humedad.

Nos basamos en las especificaciones de la norma 27 de la ADA, en la cual nos solicita como mínimo 5 muestras de cada resina a probar.

Para el muestreo se verifico previamente en el radiómetro, que la lámpara utilizada tuviera la potencia suficiente, esta rebaso los  $800\text{ mw/cm}^2$ , por lo que se procedió a realizar las pruebas (Fig. 1)



Imagen propia Fig. 1. Radiómetro



## 12. 1 Población de estudio

Resina Bulk Fill SDI®

Resina Aura SDI ®

Resina Dentine Chrome SDI ®

## 12.2 Selección y tamaño de muestra

Se formaron 3 grupos de estudio con 5 muestras dentro de cada uno

Grupo 1: Resina Bulk Fill SDI®

Grupo 2: Resina Aura SDI®

Grupo 3: Resina Dentine Chrome SDI®

## 12.3 Criterios de inclusión y exclusión

12.3.1 Criterios de inclusión: Resinas de la marca comercial SDI® Bulk-Fill, Aura y Dentine Chrome.

Muestras que sean integrales al momento del ensayo, que cumplan con las medidas establecidas.

12.3.2 Criterios de exclusión: Muestras que al momento de retirarlas del molde sufran fracturas o desprendimiento de material para el ensayo.

## 12.4 Planteamiento del problema

Hoy en día son los pacientes quienes demandan de tratamientos restauradores estéticos, ya que brindan apariencia más natural y logran un gran mimetismo con el color de los dientes. Con dicha demanda, nuevos productos salen al mercado, los cuales ofrecen mayores ventajas, no solo en color, sino también en tiempo.



En la colocación de resinas la técnica de obturación, consta de colocar capas oblicuas de 2 mm es de las más empleadas.

Actualmente con el desarrollo de las nuevas resinas Bulk, se promueve un ahorro de hasta 60% de tiempo en la elaboración de la restauración al poder colocar capas con grosor de hasta 4mm, sin que esta pierda sus propiedades físicas.

## 12.5 Justificación

Sin duda alguna, las resinas son de los materiales más utilizados en la actualidad dentro de la Odontología restauradora, por su alto índice estético.

Con los resultados que se obtendrán de este estudio podremos conocer el comportamiento de las resinas por lo que el Odontólogo tendrá un parámetro válido para su elección al realizar las pruebas de:

- Profundidad de curado
- Resistencia a la flexión

## 12.6 Materiales

- Espátulas para resina Hu-Friedy®
- Resinas BKF, Aura, Dentine Chrome SDI®
- Lámpara Bluephase® Ivoclar Vivadent
- Radiómetro
- Cinta Mylar 3M
- Portaobjetos
- Aceite de silicón
- Moldes de acero inoxidable de 6 mm de profundidad y 4 de diámetro.
- Cronómetro

- Lentes de protección
- Micrómetro digital
- Vernier metálico digital
- 2 portaobjetos
- Molde de 25 +/- 2mm x 2+- .1mm



Imagen propia. Fig. 2 Material para profundidad de curado



Imagen propia Fig. 3 Resinas empeladas en el experimento



**Imagen propia Fig. 4 Kit de flexión**

### 13. Método

#### 13.1 Profundidad de curado

1. Se colocó cinta mylar sobre el portaobjetos, posterior el molde de acero.
2. Realizamos el llenado del molde empaquetando la resina con nuestras espátulas.
3. Se cubrió con cinta mylar y portaobjetos nuevamente para retirar los excedentes.
4. Preparada la muestra se llevó el proceso de fotocurado, dando lapso de 20 segundos de forma directa a la resina.
5. Transcurridos los 20 segundos, retiramos los excedentes no polimerizados.
6. Se retiró la muestra del molde
7. Con ayuda de una espátula de lecrón, verificamos que la muestra estuviera completamente polimerizada, de lo contrario retiramos el material excedente.
8. Ya preparadas todas las muestras se midieron con ayuda del micrómetro digital
9. Se llevó a cabo el registro de resultados

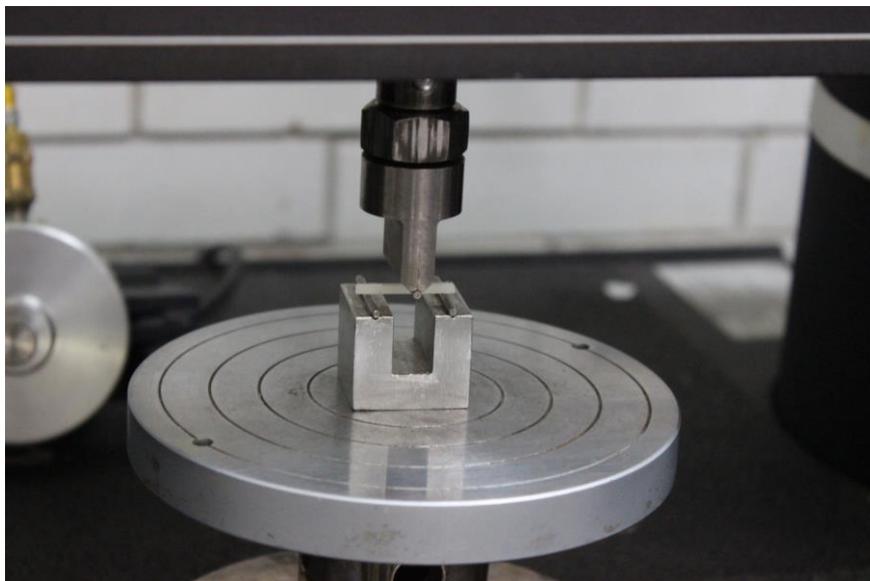


## 13.2 Resistencia a la flexión

1. Se colocó el molde encima de la placa de vidrio y de la cinta mylar.
2. Se colocó una ligera capa de aceite de silicón.
3. Se empaquetó la resina a lo largo del molde.
4. Se procedió a colocar la segunda cinta mylar y placa de vidrio.
5. Se aplicó presión para eliminar cualquier burbuja dentro de la muestra.
6. Se fotopolimerizó durante 20 segundos a lo largo de la muestra.
7. La muestra se sometió a baño María, dentro de la cámara de temperatura controlada (+37°C) POLYSCIENCE por 15 minutos.
8. Una vez fuera del horno se saca la muestra del molde y se elimina cualquier excedente.
9. Se almacena en agua bi destilada temperatura ambiente
10. Se lleva a la estufa de temperatura controlada +37°C.
11. Pasadas 24 horas se retiran y se lijan por los 4 lados con ayuda de una lija de grano 600.
12. Se mide la muestra y se marca la BASE.
13. Se llevan a la Máquina Universal de pruebas INSTRON (Fig. 7)
14. Registro de resultados.



**Imagen propia Fig. 5. Cámara de temperatura controlada POLYSCIENCE**



**Imagen propia Fig.6 Muestra en Máquina de Pruebas Universales INSTRON**



## 14. Resultados

### 14.1 Profundidad de curado

Del total de las muestras obtenidas, se dividieron en los 3 grupos correspondientes.

De acuerdo con los resultados obtenidos, la resina Bulk Fill SDI®, cumple con lo que el fabricante nos ofrece, ya que todas las muestras rebasan el mínimo de la norma, dando una profundidad de 4mm.

Las otras resinas sometidas al mismo procedimiento, nos arrojaron resultados más bajos, cabe destacar que estas llevan el procedimiento de obturado convencional, por lo que se podría decir que cumplen bien con su función.

De acuerdo a la norma 27, los materiales deberán tener no menos de 1mm y, en cualquier otro caso, no más de 0.5 mm por debajo del valor indicado por el fabricante.

No. De Muestra	Grupo 1 Bulk Fill	Grupo 2 Aura	Grupo 3 Dentine Chrome
1	5.941 mm	5.673 mm	4.642 mm
2	5.929 mm	5.891 mm	4.506 mm
3	5.891 mm	5.169 mm	4.677 mm
4	5.901 mm	5.809 mm	4.452 mm
5	5.901 mm	4.813 mm	4.543 mm
Promedio	5.9126 mm	5.471 mm	4.564 mm
Desviación	0.0212791 mm	0.462497 mm	0.09381098 mm

**Tabla 1 Resultados Profundidad de Curado**

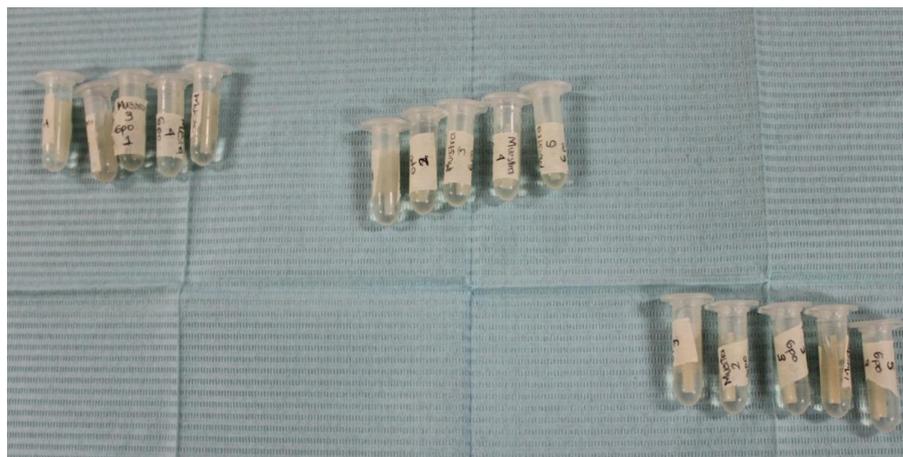


**Grafica 1 Promedios Profundidad de Curado**

## 14.2 Resistencia a la flexión

Se tomó como base el lado más ancho de cada muestra para colocarlo en la Máquina de Pruebas Universales. (Fig.7)

Se registró la anchura por ambos lados de las muestras



**Imagen propia Fig.7. Grupos formados para el muestreo**



Los resultados que nos dio la máquina de Pruebas Universales INSTRON nos indican la fuerza que se produce sobre las resinas, la cual se representa con kN y el esfuerzo medido en MPa.

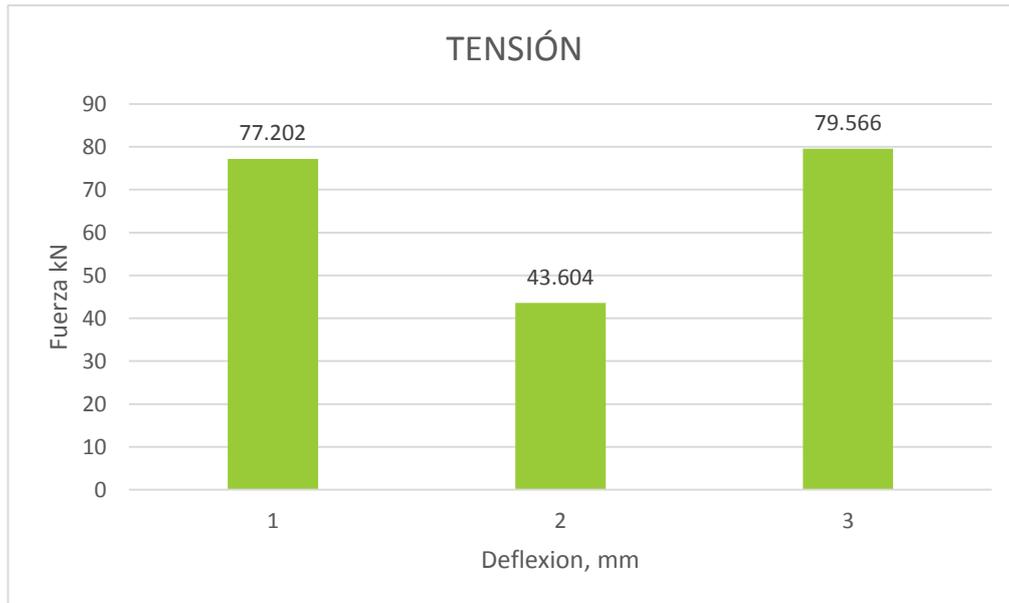
Se pudo observar que el grupo 1, tiene un alto nivel de tensión, a diferencia del Grupo 2, esto se debe a que su componente, en su mayoría tiene contenido de relleno orgánico, ya que busca darle un tono más parecido al esmalte, siendo que solo se coloca en la parte superior o terminado de la resina. (Gráfica 2)

En el módulo de elasticidad, por otra parte el promedio resulto ser más bajo en el Grupo 2, seguido por el Grupo 1 y al final el Grupo 3, esto quiere decir que el grupo 2 tiene un mejor soporte ante las fracturas. (Tabla 3)

Entre más bajo sea el módulo, la resina puede aguantar fracturas.

MUESTRA	Grupo 1 kN	Grupo 2 kN	Grupo 3 kN
1	86.49	42.68	81.64
2	76.21	42.99	72.50
3	59.43	39.61	77.71
4	79.95	43.73	91.14
5	83.93	49.01	74.84
PROMEDIO	77.202	43.604	79.566
DESVIACIÓN	10.6760536	3.40674038	7.31380749

**Tabla 2 Resultados de Tensión**



**Gráfica 2 Promedio de Tensión**

MUESTRA	Grupo 1 MPa	Grupo 2 MPa	Grupo 3 MPa
1	8068	4005	9824
2	95466	3741	10130
3	10430	3622	9613
4	9484	3671	10790
5	10010	4040	11230
PROMEDIO	9507.6	3815.8	10317.4
DESVIACIÓN	891.306232	193.767128	676.559532

**Tabla 3 Resultados Módulo**



**Gráfica 3. Promedio Módulo**



## 15. Discusión

La técnica incremental oblicua tiene una serie de desventajas. Es un procedimiento complejo, sensible, que demanda mayor tiempo clínico y requiere entrenamiento, ya que con facilidad se puede generar vacíos o incorporar residuos entre los incrementos y/o en la interfase diente-restauración, lo que puede provocar una disminución de la adaptación de la resina.

Pacheco y cols. 2015 <sup>20</sup> nos señala que la adaptación en resinas compuestas depende de diversos factores relacionados a la preparación cavitaria: profundidad, extensión, complejidad y ubicación.

Veranes y cols. 2006 <sup>24</sup>, nos dice que "la profundidad de curado es una medida de la eficiencia de la polimerización, ya que el material que quede sin polimerizar puede migrar al medio bucal y producir reacciones alérgicas en algunos pacientes, así como estimular el crecimiento de bacterias alrededor de la restauración. La norma ISO 4049 exige que estos materiales deben cumplir una profundidad de curado mayor de 2 mm y la pérdida del material sin fotopolimerizar debe de ser inferior a 0.5mm."

Yoon y cols. 2006 <sup>23</sup> indican que hay factores que influyen en pruebas como la profundidad de curado, tales como, el grado de polimerización, la translucidez del material, el color, la opacidad y el volumen del material.

Por esta razón han aparecido las resinas compuestas Bulk-Fill, que permiten la inserción del material en un solo incremento.

De acuerdo a los datos obtenidos en la profundidad de curado (Tabla 1 y 2), ya la resina Bulk Fill del Grupo 1, obtuvo un promedio de 5.9126 mm en comparación con el Grupo 2 Aura, obtuvo 5.471 mm y el Grupo 3, Dentine Chrome fue de 4.543 mm.



La resistencia a la flexión se correlaciona con el módulo de elasticidad, de tal modo que si la resistencia a la flexión es alta, el módulo elástico también lo será.

Sabbagh J y cols. 2002 <sup>25</sup> nos dicen que "El módulo de elasticidad describe la relación entre el estrés y la deformación que un material sufre para una carga determinada. Un material compuesto con un alto módulo de elasticidad, si combinado con parámetros altos de fractura, tales como la flexión la fuerza, la resistencia a la tracción diametral y resistencia a la fractura, sería capaz de resistir las cargas oclusales y proporcionar apoyo a la interfaz.

Jeffrey Y. 2010 en su estudio de acuerdo a la ISO 4049 llevado a cabo por la casa comercial Kerr® para evaluar la resistencia a la flexión de varias resinas, muestra que la resina SureFil SDR Flow utilizada en ese estudio obtuvo un promedio de 151.6 MPa<sup>21</sup>, valor que difiere con los obtenidos en esta investigación, ya que del Grupo 1 se obtuvo 77.202 MPa del Grupo 2, 43.604 MPa, y del Grupo 3 y 79.566 MPa; y señala que "Una alta resistencia a la flexión sugiere que la restauración no se deformará ni degradará incluso en un medio de gran tensión como el que se da en restauraciones posteriores."<sup>22</sup>

Ferenc, R. 2011<sup>26</sup> dice que "la deformación plástica en los materiales compuestos debe existir y, aunque esta sea pequeña es suficiente como para mejorar de manera considerable la resistencia de cada material de estudio, la existencia de este comportamiento elástico-plástico en los materiales reforzados tiene su origen en las fibras utilizadas como materiales de refuerzo."



Craig R, menciona que "el módulo elástico o rigidez de los composites depende fundamentalmente de la cantidad de relleno. La rigidez tiene una gran importancia con aquellas aplicaciones que soportan fuerzas de mordida muy intensas y en las que es fundamental una gran resistencia al desgaste".<sup>15</sup>

En este estudio, el módulo elástico que se obtuvo de Bulk Fill SDI® fue de 9507.6 MPa.



## 16. Conclusiones

Es de suma importancia conocer los nuevos avances que día a día se presentan en el mercado.

Los composites o resinas compuestas son uno de los materiales dentales más utilizados por el odontólogo, ya que el paciente busca no solo funcionalidad y restauración de los órganos dentales, sino también estética.

Podemos concluir, que llevando a cabo las indicaciones del fabricante, las resinas Bulk- Fill son una buena opción al igual que las resinas convencionales a la hora de la práctica diaria con nuestros pacientes, ya que cumplen con una buena profundidad de curado, y cuentan con la suficiente resistencia para permanecer en boca ante las fuerzas oclusales que se generan a diario.

La única ventaja de utilizar resinas Bulk es el menor el tiempo que se requiere para colocarla, y no requiere de alguna técnica en específico.

Sin embargo, cabe mencionar que faltaron pruebas de sorción y solubilidad, de contracción y de microfiltración, para esta nueva resina, pero basándonos en estudios anteriores existe la posibilidad de que tampoco haya diferencias significativas.



## 17. Bibliografías

- <sup>1</sup> Anusavice K. Phillips: Ciencia de los materiales dentales. Undécima Edición, Ed. Elsevier. 2013. Masson. Pp. 382-426.
- <sup>2</sup> Rodríguez G. Douglas, Pereira S. Natalie. Evolución y Tendencias Actuales en Resinas Compuestas. Ed. AOV.2008; [http://www.actaodontologica.com/ediciones/2008/3/evolucion\\_tendencias\\_resinas\\_compuestas.asp](http://www.actaodontologica.com/ediciones/2008/3/evolucion_tendencias_resinas_compuestas.asp)
- <sup>3</sup> Aschheim K. Odontología estética, una aproximación clínica las técnicas y los materiales. Segunda edición. Ed. Elsevier. Madrid, España. 2001. Pp 247-253
- <sup>4</sup> Specification No 27 ANSI/ADA Resin-Based Filling Materials. Approved: July 16, 1993. Modified 1998.
- <sup>5</sup> Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. Eur J Oral Sci 1997;105:97-116
- <sup>6</sup> Guzman H. Biomateriales odontológicos de uso clínico. 4ta Edición. Ed. Ecoe Ediciones. Bogotá, 2006. Pp. 229- 233
- <sup>7</sup> Albers, H. Odontologia estètica. Selección y colocación de Materiales. 1ra Edición. Ed. Labor. Barcelona, 1998. Pp 21-25
- <sup>8</sup> Barrancos J. Barrancos. Operatoria dental. Avances clínicos, restauraciones y estética. Ed Médica Panamericana. 5ta Edición. 2015. Pp. 511-544
- <sup>9</sup> Macchi R. Materiales Dentales, 4ta Edición. Ed. Médica Panamericana. Buenos Aires. 2003. Pp. 157-163
- <sup>10</sup> 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 : 310-319
- <sup>11</sup> Kreulen C. Van Amerongen W. Wear measurements in clinical studies of composites resin restorations in the posterior region: A review J Dent. Child, 1991; 58: 109-123



- <sup>12</sup> Burgogne A. Nicholls J. Brudvik J. In vitro two-body wear of inlays-onlays composite resins restoratives. J PROSTHET Dent 1991; 65: 206-214
- <sup>13</sup> Hu, X. Marquis, M. Shortall, C. influence of filler loading on the two-body wear of a dental composite. J. Oral Rehabil. 2003; 30: 729737
- <sup>14</sup> Phillips, R.: La ciencia de los materiales dentales de Skinner. Ed. Mc Graw Hill Interamericana, México, D.F, 8va Edición. 1992, Pp:169-259
- <sup>15</sup> Craig's, R. Restorative Denta Materials. 13va Edición. Ed. Elsevier. Estados Unidos. 2012, Pp: 85-88
- <sup>16</sup> Yin R. Heiss M. Sharp L. Suh B. Development and physical properties of a new low shrinkage composite. J. Dental Restorative. 2002. 80: 514
- <sup>17</sup> Chain M, Baratieri L. Restauraciones estéticas directas en dientes posteriores. Ed. Artes Médicas. Sao Paolo. Brasil 2001.
- <sup>18</sup> Eliguzeloglu, E, Eraslan. O. Omurlu. H. Eskitasctoglu, G & Belli. S. The efect of cavity shape and hybfd layer on the stre8ss distribution of cervical composite restorations. European Journal of dentistry (2011). 5 (2), 180
- <sup>19</sup> Magliano, R. Ermoli, A. Resinas Compuestas en Bloque. Función y estética en "tiempos modernos". Re. Esp. 2014, Sept.  
[http://www.faco.org.ar/cientificas/resinas\\_compuestas\\_ermoli.html](http://www.faco.org.ar/cientificas/resinas_compuestas_ermoli.html)
- <sup>20</sup> Pacheco, C. y cols. Evaluación de la adaptación interna de resinas compuestas: Técnica incremental versus bulk-fill con activación sónica Pub. Med. Avances en Odontoestomatología. 2015, Sept  
[http://www.faco.org.ar/cientificas/resinas\\_compuestas\\_ermoli.html](http://www.faco.org.ar/cientificas/resinas_compuestas_ermoli.html)
- <sup>21</sup> Humberto BSF. Materiales Dentales: Conocimientos Básicos Aplicados. Tercera Edición. Ed. Trillas. México 2008
- <sup>22</sup> Jeffrey Y. Thompson, NOVA Southeastern, *Sonic Fill*. Kerr. Corporation-Sonic Fill- Portafolio de investigación científica. Bioggio, Suiza. 2011 P.p:14  
[http://www.kerrdental.es/media/553772/sonicfill\\_portfolio\\_investigacion\\_cientifica.pdf](http://www.kerrdental.es/media/553772/sonicfill_portfolio_investigacion_cientifica.pdf)
- <sup>23</sup> Yoon T. Lee Y. Lim B. polymerization of resin composites by different light sources. Journal of oral Rehabilitation 2002; 29:1165-1173



<sup>24</sup> Veranes P. Autran M. Álvarez B. Gil M. Depth of cure and mechanical properties of experimental light-cured composite resins. Centro de Biomateriales. Universidad de la Habana, la Habana. RCOE, 2006, 10. P.p 151-170

<http://scielo.iscii.es/pdf/pcoe/v10n2/original12.pdf>

<sup>25</sup> Sabbagh J, Vreven J, Leuloup G. dynamic and static moduli of elasticity of resin-based materials. Dent materials. Ed. Elsevier 2002. Pp 64-71

[https://www.researchgate.net/profile/Gaetane\\_Leloup/publication/11615652\\_Dynamic\\_and\\_static\\_moduli\\_of\\_elasticity\\_of\\_resin\\_based\\_materials/links/00b49526fe8c430a42000000.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Gaetane_Leloup/publication/11615652_Dynamic_and_static_moduli_of_elasticity_of_resin_based_materials/links/00b49526fe8c430a42000000.pdf)

<sup>26</sup> Ferenc, R. (2011); Influence of short glass fiber reinforcement on the morphology development and mechanical properties of PET/HDPE blends. Polymer Composites: 32(4), 586-595.

<http://www.4spepro.org/pdf/003656/003656.pdf>

## Imágenes

<sup>1</sup> [www.monografias.com](http://www.monografias.com). Consultado en Octubre 2016

<sup>2</sup> [www.scielo.org](http://www.scielo.org). Consultado en Agosto 2016

<sup>3</sup> [www.slideshare.net](http://www.slideshare.net). Consultado en Octubre 2016

<sup>4</sup> [www.actaodontologica.com](http://www.actaodontologica.com). Consultado en Noviembre 2016