

**UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ**

**Colegio de Ciencias de la Salud**

**Relación entre el estrés de contracción de polimerización y la integridad de la interface resina-diente entre una resina a base de BIS-GMA y una a base de Silorano**

**Ensayo Académico**

**Elena Alejandra Carrera Calahorrano**

**Odontología**

Trabajo de titulación presentado como requisito  
para la obtención del título de  
Odontóloga

Quito, 26 de julio de 2016

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ  
COLEGIO DE CIENCIAS DE LA SALUD

**HOJA DE CALIFICACIÓN  
DE TRABAJO DE TITULACIÓN**

**Relación entre el estrés de contracción de polimerización y la integridad de la interface resina-diente entre una resina a base de BIS-GMA y una a base de Silorano**

**Elena Alejandra Carrera Calahorrano**

Calificación:

---

Nombre del profesor, Título académico

Johanna Monar, Dra.

---

Firma del profesor

---

Quito, 26 de julio de 2016

## Derechos de Autor

Por medio del presente documento certifico que he leído todas las Políticas y Manuales de la Universidad San Francisco de Quito USFQ, incluyendo la Política de Propiedad Intelectual USFQ, y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo quedan sujetos a lo dispuesto en esas Políticas.

Asimismo, autorizo a la USFQ para que realice la digitalización y publicación de este trabajo en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en el Art. 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior.

Firma del estudiante: \_\_\_\_\_

Nombres y apellidos: Elena Alejandra Carrera Calahorrano

Código: 00107630

Cédula de Identidad: 1722125406

Lugar y fecha: Quito, 26 de julio de 2016

## RESUMEN

En la actualidad uno de los problemas de la utilización de resina como material restaurador es la mencionada “contracción de polimerización”, que es una inherente característica de las resinas compuestas, la misma que va a dar lugar a la formación de microfiltraciones. Para tratar de mejorar la contracción, las diferentes casas comerciales han creado gran variedad de resinas compuestas como es el Silorano. El presente análisis tuvo como objetivo comparar la contracción de polimerización y la integridad de la interface resina-diente midiendo la microfiltración entre una resina a base de bis-GMA (Filtek Supreme) y una a base de silorano (Filtek Silorane). Los resultados muestran que si hubo diferencias estadísticamente significativas entre ambas resinas. En conclusión, se demostró que el silorano es un material que demuestra menos del 1% de microfiltración por lo que el Silorano mantiene mejores propiedades.

Palabras Claves: Contracción, microfiltración, Silorano, Bis-GMA.

## ABSTRACT

Currently one of the problems of using restorative resin is the aforementioned "polymerization shrinkage", which is an inherent characteristic of composite resins, the same as in the formation of microleakage is going to lead. In order to improve this problem, the different dental brands have created a variety of composite resins such as silorane. This study aimed to compare the polymerization shrinkage and integrity of resin - tooth interface by measuring the microfiltration between a resin based on Bis -GMA (Filtek Supreme) and another based in silorane (Filtek Silorane). The results showed that there were statistically significant differences between the two resins. In conclusion it is demonstrated that silorane shows less than 1% of microfiltration, so that is why silorane maintains the best properties.

Keywords: Contraction, microleakage, Silorane, Bis-GMA.

## TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN.....	8
Justificación:.....	9
RESEÑA HISTÓRICA: .....	10
MARCO TEÓRICO .....	12
Estructura dental:.....	12
La caries dental:.....	12
Restauración dental: .....	14
Generalidades de la resina: .....	15
Tipos y clasificación de las resinas: .....	16
1. Resinas de macrorelleno o convencionales.....	17
2. Resinas de microrelleno .....	17
3. Resinas híbridas.....	17
4. Resinas híbridas modernas .....	18
5. Resinas de nanorelleno.....	18
Propiedades de la resina: .....	18
1. Resistencias al desgaste.....	19
2. Textura superficial.....	19
3. Coeficiente de expansión térmica .....	20
4. Adsorción y absorción.....	20
5. Resistencia a la fractura.....	20
6. Resistencia a la compresión y a la tracción.....	21
7. Módulo de elasticidad .....	21
8. Estabilidad del color.....	21
9. Radiopacidad.....	21

10. La contracción de polimerización .....	22
Factor de contracción: .....	22
¿Qué es el factor de contracción? .....	22
Soluciones para la contracción de polimerización: .....	24
Resinas a base de Bis-GMA y su factor de contracción:.....	26
Resina Silorano y su factor de contracción: .....	27
Tipo de polimerización en una resina a base de bis-GMA:.....	29
Tipo de polimerización en una resina Silorano: .....	30
DISCUSIÓN:.....	31
CONCLUSIÓN: .....	34
BIBLIOGRAFÍA:.....	35

# INTRODUCCIÓN

## **Planteamiento del problema:**

El contenido de mercurio de las restauraciones dentales de amalgama llegó a generar controversia acerca del uso de la misma como material restaurador en la Odontología. Este tipo de materiales dentales fueron reemplazados por los denominados “composites”, mismos que son polímeros determinados como la mezcla de dos materiales básicos: un refuerzo, que se encuentra en forma de fibras, hojas o partículas; y una matriz. A pesar de tan buenas características, no llegan a cumplir con los requisitos esenciales de los materiales de restauración, debido a que se evidencia una excesiva contracción durante el proceso de polimerización, misma contracción que genera una filtración marginal que lleva a consecuencias como: caries secundaria, sensibilidad post – operatoria y la consecuente falta de adhesión entre resina y partículas de relleno (Bayne, 2013).

Dentro de los problemas en el uso de resina como material de restauración dental, está la mencionada “contracción de polimerización”, que es una inherente característica de las resinas compuestas, en donde en una restauración de cavidad dentaria va a dar lugar a la formación de microfiltraciones entre la interface resina-diente. Esto en muchos casos se ve como un motivo de posible falla de la restauración cuando no se sabe manejar correctamente la técnica de uso de la resina (Munksgaard, Hansen, & Kato, 1987). Aquí el grabado ácido y el protocolo de adhesión no siempre van a sellar el área marginal por completo, viéndose afectada directamente la interface citada anteriormente (Munksgaard, Hansen, & Kato, 1987).

Existen diferentes maneras por medio de las cuales se puede controlar y manejar la contracción de polimerización, entre las mismas están: Atenuar la potencia lumínica



de la unidad de fotopolimerización; disminuir el tiempo de exposición y la intensidad de la luz en la unidad de fotopolimerización; disminuir el volumen de resinas compuestas a polimerizar; elegir una resina en que la fase inorgánica sea mayor que la fase orgánica en porcentaje de peso o volumen. Las diferentes casas comerciales han creado gran cantidad de tipos de resinas compuestas como por ejemplo la denominada “SILORANO”; y han llevado a la luz nuevas técnicas y nuevas composiciones que permitan la amplia evaluación y diferenciación de la relación entre la interface resina-diente (Ferracane, 2009).

### **Justificación:**

Se realizará esta revisión bibliográfica ya que al ser las restauraciones dentales una de los procedimientos más realizados en el campo operatorio será de relevancia aportar con datos que especifiquen el grado de contracción de polimerización diferenciando varias resinas que se encuentran en el mercado; de esta forma reconocer qué material es el más recomendado para su uso dentro del campo odontológico, no solo para facilidad y eficacia del operador sino también para funcionalidad y resistencia del paciente.

## RESEÑA HISTÓRICA:

La introducción de la tecnología de las resinas compuestas dentro de la odontología restauradora, ha sido una de las contribuciones más significativas para la odontología en los últimos veinte años (Bayne, 2013). Las ventajas de las restauraciones adheridas a la estructura dental, incluyen: conservación de tejido dental sano, reducción de la microfiltración, prevención de la sensibilidad postoperatoria, refuerzo de la estructura dental y la transmisión o distribución de las fuerzas masticatorias a través de la interface adhesiva del diente (Ravi, Alla, Shamma, & Devarhubli, 2013). A pesar de sus ventajas, las resinas compuestas presentan significativas deficiencias en cuanto a su desempeño, sobre todo lo relacionado con la contracción de polimerización y el estrés que ésta produce en la interface diente-restauración (Ravi, Alla, Shamma, & Devarhubli, 2013).

La rica historia asociada al desarrollo de las resinas compuestas tuvo sus inicios durante la primera mitad del siglo XX. En ese entonces, los únicos materiales que tenían color del diente y que podían ser empleados como material de restauración estética eran los silicatos (Bayne, 2013). Estos materiales tenían grandes desventajas siendo la principal, el desgaste que sufrían al poco tiempo de ser colocados. A finales de los años 40, las resinas acrílicas de polimetilmetacrilato reemplazaron a los silicatos. Estas resinas tenían: un color parecido al de los dientes, eran insolubles a los fluidos orales, fáciles de manipular y tenían bajo costo. Lamentablemente, estas resinas acrílicas presentan baja resistencia al desgaste y contracción de polimerización muy elevada y en consecuencia una mayor generación de filtración marginal (Bayne, 2013).

Inicialmente los composites tenían una muy pobre resistencia al desgaste, un alto coeficiente de dilatación térmica y una muy mala absorción (Ravi, Alla, Shamma, &

Devarhubli, 2013). Para poder superar en su mayoría con los problemas básicos mencionados anteriormente, se modificó la estructura aumentando al mismo, polvo de cuarzo, generando una estructura compuesta; así con esta adición de partículas de relleno inertes se reduce considerablemente la expansión térmica, la absorción de agua y la denominada contracción de polimerización. Dentro de esto, es importante reconocer que estas partículas de relleno llegan no solo a ocupar espacio en la composición sino también en la reacción (Ravi, Alla, Shamma, & Devarhubli, 2013). Así en 1962, el Dr. L. Bowen desarrolla un nuevo y mejorado tipo de compuesto, una nueva resina de dimetacrilato y a su vez un agente de acoplamiento de silano, Bis-GMA mismo que proporciona un correcto enlace entre las partículas de relleno y la matriz de resina; con esta evolución, se introduce al medio el término “compuesto”, que sustituye al pasado término “reforzado” (Bayne, 2013). Desde entonces, las resinas compuestas han sido testigo de numerosos avances y su futuro es aún más prometedor, ya que se están investigando prototipos que superarían sus principales diferencias, sobre todo para resolver la contracción de polimerización y el estrés asociado a esta.

Actualmente, las mejoras en las formulaciones, el desarrollo de nuevas técnicas de colocación y la optimización de sus propiedades físicas y mecánicas, han hecho de la restauración de resina compuesta la más confiable y predecible (Bayne, 2013).

## MARCO TEÓRICO

### **Estructura dental:**

El diente llega a constituir cerca del 20% del área de la cavidad oral, y consigo tiene varias funciones importantes como son: La masticación, la fonación, la estética y el aporte de los tejidos musculares. La estructura del diente está compuesta por 3 tejidos importantes: el esmalte, la dentina y la pulpa; donde el esmalte es el tejido más mineralizado del cuerpo, con una composición del 96% de materia inorgánica, el 4% de materia orgánica y agua; la dentina que es un tejido avascular de color amarillo-blanquecino con características elásticas pero relativamente dura que se encuentra rodeando de manera directa a la pulpa, se compone del 70% de cristales de hidroxiapatita y el 30% de proteína fibrosa colágena. A su vez es un tejido semi-permeable ya que tiene túbulos que atraviesan toda la extensión de la dentina y contienen la extensión de los odontoblastos; finalmente la pulpa, que es un tejido conectivo suave y que tiene como funciones: producir dentina, nutrir a la dentina avascular, proteger dando sensibilidad, ser capaz de producir nueva dentina, etc.

### **La caries dental:**

Las caries dentales es una enfermedad etiológica multifactorial de carácter infeccioso que contiene en sí tres agentes etiológicos importantes y fundamentales como lo son: el huésped, los microorganismos que están en la cavidad oral y finalmente el tipo de dieta o alimentación que lleve el huésped. Es importante tener en cuenta los factores que conllevan al huésped, donde el más importante es la respuesta inmune que se presenta frente a los antígenos propios causantes de las caries dentales propiamente dichos. Las

caries dentales se reconocen como uno de los trastornos más comunes y mayormente tratados; no tienen edad para afectar, es decir, aparecen tanto en niños como en adultos y jóvenes, independientemente de cualquier restricción, aunque se conoce que es una afección que se denota más en jóvenes.

La mayoría de las bacterias que se encuentran normalmente en la boca, en la cavidad oral tienen como característica principal convertir todos los alimentos que ingerimos en ácidos, aunque especialmente mediante la fermentación de los azúcares y almidones. Se conoce que los alimentos que son pegajosos causan mucho más daño que aquellos alimentos que no son pegajosos, debido a que logran permanecer sobre los dientes por mucho más tiempo.

Las bacterias, en conjunto con el ácido producto de la convención, los residuos de comida y la saliva se logran combinar en la boca y así forman una sustancia de consistencia pegajosa llamada o denominada placa que se adhiere como adhesivo a los dientes, específicamente en su superficie. Una vez adherido a las paredes de los dientes, con el factor tiempo y con la ayuda de otros factores como falta de limpieza, se generan las caries que debilitan y enferman a los tejidos dentarios, deteriorándolos y quitándoles sus funciones dentro de la cavidad oral. Las caries son más comunes en los molares posteriores, justo encima de la línea de la encía en todos los dientes y en los bordes de las obturaciones.

La placa de la cual se habló anteriormente comienza a acumularse en la superficie de los dientes aproximadamente unos 20 minutos después de ingerir los alimentos. En caso de que la placa que se creó en la superficie dentaria no se retira de la zona, la misma evolucionará y comenzará a formar caries. Los ácidos que se encuentran en la composición de la placa dañan severamente el esmalte que está cubriendo el diente y crean orificios en el sitio, esos orificios son las caries. Las caries por lo general no

presentan dolor, aunque si llegan o alcanzan espacios más grandes y logran afectar a la pulpa dental presentan dolor agudo insoportable. Si no se da el tratamiento necesario se puede llegar a perder el nervio o hasta en algunos casos la pieza en sí.

Cuando la caries se denota en un paciente, se ve la necesidad de la realización de las denominadas “restauraciones”, que en la actualidad se realizan con la ayuda de los composites que llegaron a reemplazar en el mercado a la conocida “amalgama”, desde allí nace la necesidad de reportar la capacidad y eficacia que poseen las resinas compuestas en cuanto a su integridad y a su grado de contracción de polimerización.

### **Restauración dental:**

La restauración dental se define en palabras coloquiales como la reconstrucción de cierta porción del diente, misma que se haya perdido por fractura, desgaste o destrucción cariosa. Las restauraciones dentales en caso de proceso carioso, tienen como objetivos obtener la detención de la enfermedad cariosa y por ende devolver forma y función a la pieza dentaria; con la ayuda de materiales aloplásticos adecuados, donde encontramos gran variedad de materiales a disposición del operador, tales como: amalgamas, ionómeros de vidrio y las reconocidas resinas compuestas.

Las resinas compuestas, consiguen como característica principal devolver la apariencia natural del diente, por lo que son muy estéticas. Requieren de una técnica más especializada que otros tipos de materiales restauradores, principalmente porque necesitan ser adheridos a la estructura dentaria y a su vez requieren de una terminación más especial.

## **Generalidades de la resina:**

El contenido de mercurio de las restauraciones dentales de amalgama llegó a generar controversia a cerca de su uso como material restaurador en la Odontología. Este tipo de materiales dentales comienzan a ser reemplazados por los denominados “composites”. Así las resinas de polimetacrilato de metilo sustituyen y ocupan el lugar de los cementos de silicato, todo ello hacia más o menos la década de 1940 e inicios de 1950 (Bayne, 2013). Con el paso de los años, comienzan a ganarse su posición como materiales de elección, principalmente por las innumerables características que poseen, entre las mismas están: estética, toxicidad inferior a la amalgama, fuerza mejorada, facilidad de aplicación, resistencia a la abrasión, insolubilidad en fluidos orales, costo inferior, etc., factores que de una u otra manera aumentaron rápidamente su uso en tan solo la primera década después de ser presentados y por los cuales sigue aumentando su popularidad aun en la actualidad (Bayne, 2013).

Según varios autores, los materiales compuestos se definen como combinaciones de tipo tridimensional que están compuestos químicamente al menos por dos materiales diferentes, que poseen una interface distinta, y que combinados adquieren propiedades superiores que las que poseen estando de manera individual (Ravi, Alla, Shamma, & Devarhubli, 2013).

Así, las resinas compuestas, son una mezcla de resinas polimerizables en conjunto con partículas de relleno inorgánico. Para poder lograr la unión entre las partículas de relleno y la matriz de resina, el relleno como tal está cubierto por silano, el mismo que es un agente de conexión o acoplamiento. A su vez, se pueden adicionar otro tipo de aditivos a la fórmula para así facilitar la polimerización, ajustar la viscosidad y mejorar la opacidad radiográfica (Ravi, Alla, Shamma, & Devarhubli, 2013).

Las resinas compuestas pueden ser modificadas en su fórmula, para así obtener la translucidez, opacidad y color similar a la de un diente natural, es por ello, que las resinas llegan a ser materiales para restauración directa (Bayne, 2013). Al principio, las resinas compuestas eran indicadas exclusivamente solamente para ser utilizados en dientes anteriores, pero con la evolución y los avances en la Odontología se llevaron el uso de las resinas hacia el sector posterior también (Bayne, 2013).

Es importante citar que, gracias a las modificaciones y avances mencionados anteriormente, las resinas compuestas han mejorado sus propiedades, algunas como: resistencia al desgaste, mejor manipulación, mayor estética y mejoras en las técnicas adhesivas logrando una mejora confiable en cuanto a la adhesión entre la resina y el diente, eso a su vez reduce la posible filtración marginal y la posible consecuencia de caries secundaria. Es importante considerar que, al tener una mejorada adhesión, se realiza preparaciones cavitarias mucho más conservadoras, así siempre preservando mayores cantidades de estructura dental (Ravi, Alla, Shamma, & Devarhubli, 2013). A pesar de todas las innumerables ventajas que las resinas tienen consigo, el uso de las mismas requiere de una técnica sensible con una demanda de mayor tiempo para su colocación, debido a que se debe poder controlar factores importantes tales como: la humedad y la muy reconocida contracción de polimerización (Meira, 2011).

### **Tipos y clasificación de las resinas:**

A lo largo de los años las resinas compuestas se han clasificado de diferentes y distintas formas con el único fin de facilitar al profesional su identificación y por su puesto su uso posterior (Ravi, Alla, Shamma, & Devarhubli, 2013). Un tipo de clasificación aún válida es la propuesta por Lutz y Phillips, donde se divide a las resinas



basándose en el tamaño y en la distribución de las partículas de relleno, así tenemos: resinas convencionales o de macrorelleno, resinas de microrelleno y resinas híbridas (Ravi, Alla, Shammas, & Devarhubli, 2013).

Con la evolución de las resinas a lo largo del tiempo, para la actualidad las clasificaciones de las mismas se pueden resumir en 5 tipos:

- 1. Resinas de macrorelleno o convencionales.** Donde las partículas de relleno poseen un tamaño de más o menos 10-50 micras, al inicio fueron muy utilizadas pero sus varias desventajas desvalorizaron su uso, principalmente por su deficiente acabado superficial, la rugosidad que poseen que logra no brindar un brillo adecuado y lo que genera que sea más pigmentable (Ravi, Alla, Shammas, & Devarhubli, 2013).
- 2. Resinas de microrelleno.** Donde las partículas de relleno poseen un tamaño de entre 0.01-0.05 micras, este tipo de resinas clínicamente tienen un comportamiento muchísimo mejor en cuanto a su uso en la región anterior, debido a que proporcionan un alto brillo y pulimento superficial, por ende, brindando alta estética al terminado final. Cuando se utilizan en la zona posterior, entra mucho en controversia su resistencia y sus propiedades físicas y mecánicas, debido a que al ser de micro-partículas no soportan las ondas y la tensión masticatoria (Ravi, Alla, Shammas, & Devarhubli, 2013).
- 3. Resinas híbridas.** Donde las partículas de relleno poseen un tamaño de más o menos 0.6-1 micra; este tipo de resinas se denominan “híbridas”, debido a que se encuentran reforzadas por una fase inorgánica de vidrios de diferentes composiciones y tamaños, en combinación con sílice; este tipo de resinas

constituyen del tipo de mayor uso actualmente en el campo Odontológico, debido a la gran variedad de colores disponibles, gran capacidad de mimetización, menor contracción de polimerización, baja absorción, muy buenas características de pulido y de textura, etc. Por lo que están indicadas para ser usadas tanto en sectores anteriores como en posteriores (Ravi, Alla, Shammass, & Devarhubli, 2013).

- 4. Resinas híbridas modernas.** Donde las partículas de relleno poseen un tamaño de más o menos 0.4-1 micra. Poseen un alto porcentaje de relleno de partículas sub-micrométricas, y ello unido con el tamaño de las partículas provee una mayor y mejorada resistencia al desgaste, así como muchas más propiedades mecánicas necesarias, aunque a pesar de sus innumerables ventajas, este tipo de resinas son muy difíciles de pulir y se pierde muy rápido el brillo superficial que se logra conseguir (Ravi, Alla, Shammass, & Devarhubli, 2013).
- 5. Resinas de nanorelleno.** Este tipo de resinas emplea como su nombre lo indica el uso de la nanotecnología en resinas compuestas, lo que ofrece a la composición el conseguir una alta traslucidez, un mejor pulido, muy similar a las resinas de microrelleno, pero siempre manteniendo propiedades físicas y la necesaria resistencia al desgaste equivalente por ende a las resinas híbridas (Ravi, Alla, Shammass, & Devarhubli, 2013).

### **Propiedades de la resina:**

A pesar de la gran variedad y la rica clasificación que poseen las resinas compuestas, todas comparten propiedades inherentes, importantes y considerables, entre las mismas que están:

- 1. Resistencias al desgaste.** Misma que es la capacidad que tienen las resinas compuestas a oponerse a la posible pérdida superficial, que se da como consecuencia del roce de la misma con la estructura dental, alimentos o incluso las superficies de productos de limpieza como el cepillo dental; este tipo de propiedad no evidencia un efecto perjudicial inmediato, pero consigue llevar a la pérdida de anatomía y morfología de las restauraciones, por ende, logrando disminuir la longevidad de la misma. Esta característica inherente de las resinas, va a depender mucho del tipo de resina escogida, es decir, del tipo de partícula de relleno escogida y por su puesto de la zona en la cual se localice la restauración (Ravi, Alla, Shamma, & Devarhubli, 2013).
- 2. Textura superficial.** Se define como la uniformidad de la superficie del material restaurador, así una superficie lisa estará relacionada directamente con el tipo de partícula de relleno escogida, es decir, en tamaño y cantidad, y también con la técnica correcta para el pulido y acabado; es por ello que, una superficie rugosa va a favorecer mucho a la acumulación de placa bacteriana y por ende llegaría a ser un irritante mecánico. Aquí, radica la importancia de un correcto pulido para así lograr eliminar la capa inhibida y de esta forma lograr prolongar el tiempo de duración de la resina compuesta (Ravi, Alla, Shamma, & Devarhubli, 2013).

- 3. Coeficiente de expansión térmica.** Se define como la velocidad de cambio dimensional por unidad de cambio de temperatura; aquí es importante considerar que, cuanto más se aproxime el coeficiente de expansión térmica de la resina al coeficiente de expansión térmica de los tejidos dentarios, menos serán las probabilidades de que se den formación de brechas marginales entre el diente y la propia restauración, entonces en pocas palabras, un bajo coeficiente de expansión térmica, se va a relacionar con una mejor adaptación marginal. Es importante a su vez reconocer que, las resinas compuestas poseen un coeficiente de expansión térmica unas 3 veces mayor que la que posee la estructura dentaria, entonces ello nos lleva a reconocer que las restauraciones de resina compuesta pueden ser sometidas a temperaturas que pueden oscilar desde los 0° hasta los 60° de temperatura (Ravi, Alla, Shamma, & Devarhubli, 2013).
- 4. Adsorción y absorción.** Esta propiedad de las resinas compuestas va a estar relacionada con la cantidad de agua adsorbida por la superficie y absorbida a su vez por la masa de resina en un tiempo determinado; aquí hay que reconocer que la incorporación de agua en la resina puede llegar a causar la posible solubilidad de la matriz, afectando con ello de forma negativa a las propiedades de la resina, mismo fenómeno que se lo llega a conocer como “degradación hidrolítica” (Ravi, Alla, Shamma, & Devarhubli, 2013).
- 5. Resistencia a la fractura.** Se define como la tensión necesaria que puede provocar posibles fracturas; así, las resinas compuestas van a presentar diferentes tipos de resistencias a la fractura, dependiendo exclusivamente de la

cantidad de relleno en su composición (Ravi, Alla, Shamma, & Devarhubli, 2013).

- 6. Resistencia a la compresión y a la tracción.** Ambas resistencias son muy similares a la que posee la dentina propia del diente y se va a relacionar directamente con el tamaño que posean las partículas de relleno de la resina escogida, debido a que, a mayor tamaño de partículas de relleno, mayor será la resistencia a la compresión y tracción de la misma (Ravi, Alla, Shamma, & Devarhubli, 2013).
- 7. Módulo de elasticidad.** Indica la rigidez que posee el material elegido, en este caso, el uso de una resina compuesta va a tener un módulo de elasticidad directamente relacionado con el tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, es decir, a mayor tamaño de partículas de relleno, mayor será el módulo de elasticidad (Ravi, Alla, Shamma, & Devarhubli, 2013).
- 8. Estabilidad del color.** Mismo que se define como el cambio de color que sufren las resinas compuestas debido a dos factores: manchas superficiales, relacionadas con el consumo de alimentos y bebidas colorantes; y decoloración interna, relacionada con el proceso de foto oxidación que poseen algunos componentes de la resina (Ravi, Alla, Shamma, & Devarhubli, 2013).
- 9. Radiopacidad.** Mismo que es un requisito necesario en lo que son los materiales restauradores, debido a que esto permite una mejor interpretación

de caries secundarias radiográficamente (Ravi, Alla, Shamma, & Devarhubli, 2013).

**10. La contracción de polimerización.** Es quizá el mayor inconveniente de este tipo de materiales restauradores, y se da químicamente debido a que las moléculas de la matriz de la resina compuesta se encuentran libres o separadas antes de fase de polimerización, y cuando éstas se polimerizan se establecen uniones covalentes entre sí, generando de esta manera que la distancia entre ellas se reduzca y por ende se reduzca también el volumen del material (Meira, 2011).

### **Factor de contracción:**

#### **¿Qué es el factor de contracción?**

Se puede ver y analizar que la contracción de polimerización de las resinas compuestas, llega a ser un proceso bastante complejo mediante el cual se generan fuerzas internas en la estructura del material que se transforman en tensiones cuando el material está adherido a las superficies del diente, y estas tensiones se producen durante la etapa de pre-gel que posee la resina, en donde el material aún puede fluir; cuando pasa esta etapa, y llega a la etapa de gelación, el material ya no puede fluir con facilidad y las tensiones en su intento de disiparse pueden llegar a generar efectos adversos, tales como: deformación externa del material sin afectar directamente a la interface adhesiva (cuando hay aún superficies libres o donde el material no se encuentra adherido) (Munksgaard, Hansen, & Kato, 1987). Brechas en la interface diente-restauración (cuando no existen superficies libres o si la adhesión no es la adecuada) (Munksgaard,

Hansen, & Kato, 1987). Y fractura cohesiva del material restaurador (cuando la adhesión es buena y no existen superficies libres) (Munksgaard, Hansen, & Kato, 1987).

El estrés de contracción de polimerización de los composites dentales a menudo se asocia con las fallas marginales en la interface de las restauraciones. La magnitud de la tensión depende de la composición del material compuesto y su capacidad de fluir antes de la gelificación, que está relacionado con la configuración de la cavidad y las características de curado del material compuesto (Boaro, 2013). No obstante, desde los primeros compuestos, la contracción volumétrica resultante de la conversión de monómeros de dimetacrilato en cadenas poliméricas ha sido identificada como una limitación fundamental y la unión de compuestos para ser colocados en las paredes cavitarias parecía ser una solución razonable para el problema (Pfeifer, 2008). La búsqueda por mejorar esta difícil característica, llevó a una amplia investigación directamente sobre los adhesivos dentales y la permeabilidad natural de la dentina, lo que hizo que, en el ámbito de materiales dentales, se generaran adhesivos de unión húmeda y de auto-grabado (Boaro, 2013). Desafortunadamente, a pesar del aumento significativo en la resistencia de la unión en los últimos años, la aparición de la microfiltración y la formación de brechas, sobre todo en la interface compuesta de dentina, no lo hizo parecer disminuir de una manera significativa (Boaro, 2013).

Al mismo tiempo, la investigación sobre la cinética de polimerización y el estrés de contracción de polimerización comenzó a intensificarse, produciendo mayor conocimiento acerca de los factores que influyen en la magnitud de las fuerzas desarrolladas en la unión de interfaces. Si el composite se une a las paredes de la cavidad, las fuerzas de contracción se desarrollarán, dando como resultado tensiones en el vínculo entre composite y la estructura dental (Munksgaard, Hansen, & Kato, 1987). Estas fuerzas no están distribuidas uniformemente a lo largo de las paredes de la

cavidad. La resistencia de la unión entre el diente y el compuesto también varía a lo largo de la superficie. Por lo tanto, en las zonas donde las fuerzas de contracción son más altas que el sustrato dental compuesto, una brecha se desarrollará, aumentando la posibilidad de que después de la intervención se genere sensibilidad y caries recurrentes o secundarias (Pfeifer, 2008).

El fenómeno del desarrollo de la fuerza en la contracción de las resinas compuestas fue descrito por primera vez en la literatura dental por Bowen (1967). En su estudio, el autor analiza la influencia de la configuración de confinamiento del material como el principal factor asociado con el estrés de contracción (Pfeifer, 2008). Pero no fue hasta que los estudios realizados por Davidson y de Gee (1984) que el tema del estrés de contracción de polimerización comenzó a ser estudiado en profundidad.

Está bien establecido que la magnitud del desarrollo del estrés de contracción depende de factores relacionados con la geometría de la cavidad preparada, así como de la composición y las características de curado del material compuesto (Pfeifer, 2008).

### **Soluciones para la contracción de polimerización:**

Si se desea medir el estrés de contracción, el método más frecuente usado es mediante el tensiómetro (Bowen, 1967). En esta prueba, los valores del estrés de contracción varían de acuerdo a la relación entre la superficie libre y la del área del material compuesto. Esta relación ha sido llamada el factor de configuración, o “factor C” (Munksgaard, Hansen, & Kato, 1987).

Cuando se evalúa las velocidades de polimerización, las velocidades rápidas implican que la matriz de polimerización se mueve más rápido a través de la crítica



conversión para la gelificación, produciendo una acelerada rigidez en el material compuesto y reduciendo simultáneamente su capacidad de flujo. Se asocia una velocidad de reacción más rápida con un crecimiento más rápido del módulo, tanto antes como después del punto gel de las resinas, y esto necesariamente se traducirá en un desarrollo más rápido de la tensión en comparación con un esquema de curado más lento (Meira, 2011).

Con base en el conocimiento acumulado a lo largo de los años, diferentes estudios se han planteado enfoques diferentes para reducir la magnitud y los efectos del estrés de contracción en composites dentales. Estos métodos incluyen: la técnica de colocación incremental, el desarrollo de unidades de luz con el aumento gradual con irradiación o emisión pulsada, y el uso de bajo módulo con capas intermedias de resina. También, las modificaciones de la corriente de Bis-GMA compuesto a base de resina se han propuesto como un medio para reducir el estrés sin comprometer las propiedades mecánicas del material (Ferracane, 2009).

Gran variedad de monómeros ha sido propuesta con la finalidad de reducir la contracción de polimerización, entre los que están, los denominados SOC (espiroortocarbonatos), mismos que se introdujeron en el mercado dental hacia la década de los 70, a pesar de que no fueron muy populares, formaron parte esencial de la evolución de las resinas compuestas (Ferracane, 2009). Posteriormente, se desarrolló una modificación del SOC en conjunto con un núcleo de dimetacrilato, así se logró reducir la contracción de polimerización y por ende mejorar el grado de conversión de los composites dentales (Ferracane, 2009). Simultáneamente con esta evolución, se llegó a sintetizar el SOC modificado a un núcleo de oxirano muy capaz de producir polimerización catiónica, lo que ayuda a compensar la contracción de polimerización y a su vez mejorar el grado de conversión de los composites (Ferracane, 2009).

### **Resinas a base de Bis-GMA y su factor de contracción:**

La resina a base de Bis-GMA, es una resina que está constituida por un monómero llamado “Bisfenol – A- Gicidil Metacrilato”, mismo que posee un mayor peso molecular generando una contracción menor al momento de su polimerización; a su vez, presenta una menor difusión en tejidos y una menor volatilidad. A pesar de sus buenas características, se limita debido a su alto peso molecular, el mismo que va a dar como resultado una alta viscosidad perjudicando a su manipulación. Es importante reconocer que actualmente, el sistema Bis-GMA en combinación con el TEGDMA (monómero de baja viscosidad) es una de las resinas más usadas y elegidas en el campo operatorio. Químicamente hablando, la molécula de Bis-GMA posee dos grupos hidroxilos que van a promover la sorción de agua, promoviendo negativamente a una posible degradación hidrolítica.

Si se profundiza en el análisis de las resinas compuestas a base de Bis-GMA, se debe considerar que se han propuesto modificaciones de composición de material compuesto para la reducción del desarrollo de la tensión de contracción. En general la idea es aumentar la oportunidad para aliviar el estrés por flujo, ya que los monómeros presentes son los mismos que se encuentran en la actualidad en los composites comerciales y, por tanto, los mismos niveles de contracción volumétrica se esperarían. El uso de partículas de nanorelleno se puso a prueba como una alternativa para proporcionar sitios internos para el alivio del estrés sin comprometer las propiedades mecánicas de los compuestos (Boaro, 2013).

En un estudio se evidenció que en el compuesto de nanorelleno experimental, cerca de un 50% se redujo el estrés cuando se añadieron partículas tratadas con silano

no funcional, en comparación con el material de control que contenía partículas con un silano funcional de metacrilato (Boaro, 2013). Aunque no se observó directamente, la propuesta permitió a la matriz de resina fluir alrededor de ello y reaccionar sin limitación, similar al mecanismo propuesto para la reducción del estrés en resinas sin relleno con porosidades (Boaro, 2013).

Por otro lado, en un estudio reciente se investigó más a fondo el efecto de nanorelleno y se verificó que el contenido de nanorelleno era independiente de la presencia de material de partículas de relleno de diferentes tamaños. El efecto del aumento de las concentraciones de inhibidor (BHT, butilado hidroxitolueno) sobre el estrés de contracción, el grado de conversión, y la contracción volumétrica también ha sido evaluado. Una reducción significativa de estrés, de aproximadamente un 39% se observó cuando la concentración aumentó de 0,05% a 1,0% en su peso. Las moléculas inhibidoras reaccionan con los radicales libres generados por la foto-activación, y la polimerización tiene lugar a una velocidad reducida hasta que el inhibidor es consumido completamente (Ferracane, 2009).

Esta reducción se extiende efectivamente hasta la fase de pre-gel, donde las concentraciones del inhibidor causan reducciones significativas en la velocidad de curado, pero no en el estrés de contracción, lo que sugiere que la velocidad de reacción debe reducirse por debajo de un determinado umbral si el estrés de contracción es significativamente reducido (Ferracane, 2009).

### **Resina Silorano y su factor de contracción:**

Existe a su vez otra alternativa para disminuir el estrés de contracción de polimerización, y se basa en el uso de otro tipo de composición de resina, en este caso el SILORANO, mismo que es una resina experimental de la casa comercial 3M ESPE, que posee una naturaleza hidrofóbica, que deriva de la combinación de componentes químicos básicos de los siloxanos y oxiranos que son grupos epóxicos; al introducir siloxano a la estructura del silorano, se reduce considerablemente la absorción acuosa del medio oral, así logrando mejorar sus propiedades físicas y mejorando la capacidad de resistirse a la pigmentación.

Aquí hay que destacar que la red de siloranos se crea debido al proceso de polimerización mediante el cual se da por apertura de anillos de los oxiranos, cuando este anillo se abre, forma entonces una cadena de dos monómeros multifuncionales; y la importancia de este tipo de polimerización, es que en la polimerización por apertura de anillo ocurre una muy baja contracción, siendo valores menores incluso al 1%; esta baja contracción representa una ventaja clínica en relación a la formación de brechas marginales que conllevarían a la microfiltración; de igual manera, los siloranos revelan propiedades físicas comparables a las resinas compuestas basadas en metacrilato donde los resultados toxicológicos en general sugieren que los siloranos son biocompatibles (Ferracane, 2009).

Se ha llegado a evaluar algunas de las propiedades de los materiales compuestos a base de silorano y oxirano y han comprobado que, de hecho, tienen menor contracción volumétrica y menor tolerancia a las contracciones que los compuestos comerciales de bis-GMA. Sin embargo, se ha evidenciado que estas nuevas resinas no curan, así como lo hacen los materiales Bis-GMA, demostrando que posiblemente, este factor es la razón de su contracción más baja (Ferracane, 2009).

A pesar de que este material aún se encuentra en una fase de tipo experimental, los resultados llegan a ser realmente alentadores, donde se exhiben niveles y valores de estrés de contracción de polimerización muy bajos cuando ellos se comparan con los metacrilatos. Esta tecnología representa un gran paso al futuro en la ciencia de los materiales y una mejora significativa para la odontología restauradora (Ferracane, 2009).

### **Tipo de polimerización en una resina a base de bis-GMA:**

Las resinas a base de Bis-GMA van a tener una polimerización por adición. Recordando, químicamente un monómero de Bis-GMA posee un doble enlace de carbono, cuando se interrumpe esta unión natural se provoca que la molécula como tal sea reactiva, generando que se dé un enlace doble con la molécula vecina y dejando un electrón libre, a ello se lo denomina como “reacción en cadena”. La reacción descrita anteriormente se puede generar por calor, reacción física o por una reacción fotoquímica.

Cuando los composites son de activación directa, se pueden usar dos modalidades clasificándose en resinas activadas químicamente o también llamadas autopolimerizables, o, por otro lado, las autopolimerizables.

Como conocimiento, es importante entender que el aire en el ambiente inhibe de cierta forma la polimerización generando una capa inhibida que se localiza en la superficie de las resinas que poseen enlaces dobles, permitiendo manejarlos en varias capas. Esta capa inhibida se va a perder al momento del pulido y acabado de la restauración.

### **Tipo de polimerización en una resina Silorano:**

Como se mencionó en el tópico anterior, la polimerización en una resina Silorano se consigue a través de una reacción de apertura de anillos, a comparación de las ya nombradas resinas a base de Bis-GMA que polimerizan a través de una reacción por adición de enlaces.

Debido a la apertura de anillos en la polimerización de la resina Silorano, se reduce significativamente y la contracción de polimerización, debido a que, en la polimerización, las moléculas del compuesto tienden a acercarse a sus moléculas vecinas para formar enlaces químicos, generando una pérdida de volumen grande.

Cuando se da la apertura de anillos en el Silorano, se gana mucho más espacio contrarrestando significativamente la pérdida de volumen que se da en una unión de monómeros cuando se forman enlaces químicos.

## DISCUSIÓN:

La tensión de contracción de polimerización de las resinas en odontología sigue siendo un tema muy debatido, porque ni la determinación de la tensión ni la evaluación de su impacto clínico es sencillo (Tantbirojn, 2011).

El impacto clínico que lleva consigo la tensión de contracción de las resinas también ha sido parte de un polémico debate, debido a las manifestaciones clínicas secundarias que se evidencian.

A su vez, es importante conocer que durante el proceso de aplicación del composite, entran en juego las denominadas tensiones residuales que se suman a la tensión natural de las resinas, haciendo que, la suma de las tensiones determine la funcionalidad y la supervivencia de las restauraciones, de esta forma la contracción de polimerización no sería el determinante principal para el fracaso de la rehabilitación clínica.

La reducción de la contracción de polimerización es una de las estrategias que se puede usar para reducir las tensiones residuales explicadas anteriormente. La actual generación de composites refleja los últimos avances a nivel mundial para reducir el factor de contracción de polimerización. A pesar de ello, como se ha señalado, la propia tensión de contracción es difícil determinar principalmente porque no es una propiedad del material, entonces es difícil simplemente extrapolarlo de las condiciones clínicas. (Tantbirojn, 2011).

Como ya se ha venido diciendo, la prevención de la microfiltración en los composites dentales es uno de los propósitos y objetivos en la odontología restauradora. Las microfiltraciones ocasionadas o que se dan como resultado de una brecha en la interface resina-diente, en dientes restaurados puede ser la consecuencia de caries

secundarias e incluso de inflamaciones pulpares. Para determinar la adaptación marginal se pueden usar técnicas variadas, una de ellas es con el uso de tintes de penetración. Según el autor Hamid Reza Poureslami que estudió el sellado marginal de restauraciones con resina Silorano y con resina a base de Bis-GMA en cavidades clases V, mediante la utilización de tinción fucsia básica, arrojó como resultado que, el mejor sellado marginal se observó en las restauraciones de composite silorano con aplicación de grabado ácido; a su vez, su estudio también demostró que no había ninguna diferencia estadísticamente significativa en cuanto a los datos obtenidos para la microfiltración entre otros grupos de composites que usó en su estudio (Poureslami, 2012).

La resina Silorano es una película de composite de muy baja contracción que contiene monómeros silorano, que químicamente hablando tienen la capacidad de apertura de anillos en matriz de resina en lugar de monómeros de metacrilato tradicionales que poseen las resinas de Bis-GMA, lo que hace que al momento de la polimerización no haya un agrupamiento de monómeros y no se genere mayor contracción del material.

Los estudios de laboratorio han indicado que la contracción de polimerización del compuesto silorano es inferior al 1%, donde conlleva el uso de un sistema adhesivo llamado “sistema silorano” (SSA), mismo que usa un adhesivo de dos pasos de autograbado. Estudios recientes no han mostrado diferencia estadísticamente significativa en cuanto a la microfiltración entre las restauraciones con silorano más el sistema adhesivo SSA (Silorano Sistema Adhesivo) y otros compuestos finales de metacrilato, y eso debido a que en las restauraciones de silorano no hay un vínculo eficiente entre la interface de la estructura del diente y la zona de adaptación del SSA a pesar de la ya nombrada baja contracción del silorano (Poureslami, 2012).



Por otro lado, el autor Tantbirojn defiende que, los compuestos que son poco retráctiles no necesariamente reducen la deformación en la contracción de polimerización, y por tanto hace hincapié en que esta deformación se debe a los dientes y la interfaz resina-diente (Tantbirojn, 2011). En el estudio realizado por Tantbirojn se usó 4 composites diferentes que prometen tener un menor encogimiento, pero sólo 2 de ellos lograron evidenciar menor deformación coronal comparándolos con composites convencionales (Tantbirojn, 2011).

En su estudio, Tantbirojn asegura que, los esfuerzos para minimizar el efecto de la contracción dependen de múltiples factores, por ejemplo: formas y tamaños similares de cavidades dentarias, protocolos de restauración con una adhesión de calidad e incluso las propiedades de los propios dientes. El autor evidenció que, dentro de los resultados del estudio de microfiltración la calidad de la adhesión de todas las restauraciones en los grupos de estudio eran buenas a excepción de las que llevaban composite LS (Silorano), y ello debido a que el Silorano requiere de su propio sistema de unión de auto grabado, y se ha documentado que los sistemas de autograbado no se desempeñan tan bien como lo hace un sistema de grabado total en esmalte (Tantbirojn, 2011).

## CONCLUSIÓN:

Después de la revisión bibliográfica se puede concluir que, la reducción de la contracción de polimerización total en las resinas, no necesariamente reducen los efectos secundarios clínicos que genera el estrés de contracción como tal en el diente restaurado. Cualquier cambio que se realice sobre las propiedades de un material restaurador debe sumarse a los esfuerzos para reducir el estrés de contracción.

Se destaca la complejidad de las interacciones entre los factores que determinan el desarrollo del estrés de contracción y cada método destinado a reducirla, debido a que a pesar de todo el esfuerzo que se ponga no se logra una reducción considerable del estrés de contracción. En otras palabras, cualquier sistemática que desee reducir la contracción de polimerización lamentablemente no lo logra, y ello debido a que no reduce necesariamente las tensiones residuales de las resinas. En última instancia, el estrés no es una propiedad del material, pero debe ser considerado dentro de todo el contexto que lo genera.

Por otro lado, se demostró que cuando se habla del uso del silorano como material restaurador, el grabado antes de la aplicación del material en la cavidad podría aumentar la eficiencia de la unión en las restauraciones, pudiendo así proporcionar un sellado marginal aceptable debido a su bajo nivel de contracción de polimerización. Sin embargo, son necesarios muchos más estudios in vitro y clínicos para confirmar estos resultados, principalmente porque se habla de un material experimental que no ha logrado entrar en el mercado oficialmente.

## BIBLIOGRAFÍA:

- ALONSO, R. C. (2006). Dye staining gap test: An alternative method for assessing marginal gap formation in composite restorations. *Acta Odontologica Scandinavica*, 141-145.
- ALONSO, R. C. (2006). Relationship between bond strength and marginal and internal adaptation of composite restorations photocured by different methods. *Acta Odontologica Scandinavica*, 306-313.
- Alonso, R. C. (2008). Effect of different photoactivation methods on the bond strength of composite resin restorations by push-out test. *QUINTESSENCE INTERNATIONAL*, 243-249.
- Bayne, S. C. (2013). Beginnings of the dental composite revolution. *JADA*, 57-64.
- Boaro, L. C. (2013). Experimental and FE displacement and polymerization stress of bonded restorations as a function of the C-Factor, volume and substrate stiffness. *journal of dentistry*, 140-148.
- Boiven, R. L. (2013). Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *JADA LAMDIWARK SERIES*, 880-884.
- Braga, R. (2004). ALTERNATIVES IN POLYMERIZATION CONTRACTION STRESS MANAGEMENT. *Crit Rev Oral Biol Med*, 176-184.
- Calesini, G., & Micarelli, C. (2014). The Evaluation of Marginal Gap With and Without Optical Aids: Clinicians Versus Technicians. *The International Journal of Prosthodontics*, 161-164.
- Coli, P., & Brannström, M. (1993). The marginal adaptation of four different bonding agents in Class II composite resin restorations applied in bulk or in two increments. *Journal of Dental Research*, 583-591.
- Condon, J. (2000). The Effects of Adhesive Thickness on Polymerization Contraction Stress of Composite. *Journal of Dental Research*, 812-617.
- Ferracane, J. (2009). ALTERNATIVES IN POLYMERIZATION CONTRACTION STRESS MANAGEMENT. *Crit Rev Oral Biol Med*, 176-184.
- Gonçalves, F. (2008). Contraction Stress Determinants in Dimethacrylate Composites. *Journal of Dental Research*, 367-371.
- Guiraldo, R. D. (2013). Comparison of Silorane and Methacrylate-Based Composites on the Polymerization Heat Generated with Different Light-Curing Units and Dentin Thicknesses. *Brazilian Dental Journal*, 50-55.
- HANSEN, E. K. (1982). Contraction pattern of composite resins in dentin cavities. *Department of Technolog}', Royal Dental College*, 480-483.
- Heintze, S. D. (2007). Systematic Reviews: I. The Correlation Between Laboratory Tests on Marginal Quality and Bond Strength. *J Adhes Dent*, 77-106.

- Heintzea, S. D., Forjanicb, M., & Rouletc, J.-F. (2007). Automated Margin Analysis of Contemporary Adhesive Systems In Vitro: Evaluation of Discriminatory Variables. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 359-369.
- Heintzea, S. D., Forjanicb, M., & Rouletc, J.-F. (2007). Automated Margin Analysis of Contemporary Adhesive Systems In Vitro: Evaluation of Discriminatory Variables. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 359-369.
- Kermanshah, H. (2015). Effect of cyclic loading on microleakage of silorane based composite. *Dental Research Journal*, 264-271.
- LEE, I. (2005). A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light cured composites. *Journal of Oral Rehabilitation* , 304-314.
- Meira, J. (2011). Understanding Contradictory Data in Contraction Stress Tests. *Journal of dentistry*, 365-370.
- Meira, J. B. (2007). Influence of Local Factors on Composite Shrinkage Stress Development – A Finite Element Analysis. *J Adhes Dent*, 499-503.
- Munksgaard, E., Hansen, E., & Kato, H. (1987). Wall-to-wall polymerization contraction of composite resins versus filler content. *Denmark*, 526-531.
- Pfeifer, C. (2008). Factors Affecting Photopolymerization Stress in Dental Composites. *Journal of dentistry*, 1043-1047.
- Poureslami, H. R. (2012). Low-shrinkage Composite Microleakage in Primary Teeth. *Journal of Dental Research*, 94-97.
- Rahiotis, C. (2004). In Vitro Marginal Adaptation of High-viscosity Resin Composite Restorations Bonded to Dentin Cavities. *J Adhes Dent*, 49-53.
- Ravi, R. K., Alla, R. K., Shamma, M., & Devarhubli, A. (2013). Dental Composites - A Versatile Restorative Material. *Indian Journal of Dental Science*, 111-115.
- Rodríguez G. Douglas, P. S. (2008). Current trends and evolution on dental composites. *Acta Odontológica Venezolana*, 15-33.
- Schneider, L. F. (2010). Shrinkage Stresses Generated during Resin-Composite Applications: A Review. *Journal of Dental Biomechanics*, 1-14.
- Silva, G. R. (2014). Microtensile Bond Strength of Methacrylate and Silorane Resins to Enamel and Dentin. *Brazilian Dental Journal*, 1-10.
- TA R L E, A. .. (1998). The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples. *Journal of Oral Rehabilitation*, 436-442.
- Tachibana, K. (2004). Effects of incremental curing on contraction stresses associated with various resin composite buiidups. *Journal of Prosthodontics*, 299-306.
- Tantbirojn, D. (2011). Shrinkage Effects of Low-shrink Composites. *Journal of Dental Research*, 596-601.

- TT, T. (2010). Influence of light-curing protocols on polymerization shrinkage and shrinkage force of a dual-cured core build-up resin composite. *European Journal of Oral Science*, 423–429.
- Valencia, J. d. (2010). Restaurador posterior de resina de baja contracción. *Revista ADM*, 37-42.
- Versluis, A. (1996). Does an Incremental Filling Technique Reduce Polymerization Shrinkage Stresses? *J Dent Res*, 871-878.
- Villarreal, M. A. (2013). COMPARACIÓN DEL SELLADO MARGINAL DE RESINAS CONVENCIONALES Y RESINAS DE SILORANOS EN CAVIDADES CLASE II . *International Association of Dental Research*, 3-20.
- Wegner, S. M., Wolfarth, S., & Kern, M. (2004). In Vivo Study of the Marginal Integrity of Composite Resin Buildups after Full Crown Preparation. *J Adhes Dent*, 151-155.
- Yamamoto, T. (2013). Contraction Stresses in Direct and Indirect Composite Restorations Compared by Crack Analysis. *J Adhes Dent*, 47-54.
- YAP, A. U., SHAH, K. C., & CHEW, C. L. (2003). Marginal gap formation of composites in dentine: effect of water storage. *Journal of Oral Rehabilitation*, 236–242.
- Yeni Salas Castro, F. L. (2014). IN VITRO STUDY OF SUPERFICIAL MICROHARDNESS IN METHACRYLATE AND SILORANE COMPOSITES. *KIRU*, 69-73.