

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Ciencias de la Salud

Comparación in vitro del grado de microfiltración de las resinas compuestas aplicadas mediante la técnica incremental con las resinas *Bulk-fill* colocadas mediante la técnica en bloque en cavidades clase I en molares humanos
Proyecto de Investigación

María de los Ángeles Malucín Martínez

Odontología

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

Quito, 12 de diciembre de 2016

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ
COLEGIO CIENCIAS DE LA SALUD

HOJA DE CALIFICACIÓN
DE TRABAJO DE TITULACIÓN

Comparación in vitro el grado de microfiltración de las resinas compuestas aplicadas mediante la técnica incremental con las resinas *Bulk-fill* colocadas mediante la técnica en bloque en cavidades clase I en molares humanos

María de los Ángeles Malucín Martínez

Calificación:

Nombre del profesor, título académico

Johana Monar, Dr.

Firma del profesor

Nombre del profesor, título académico

Estefanía Rodríguez, Dr.

Firma del profesor

Quito, 12 de diciembre 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:

María de los Ángeles Malucín Martínez

Código:

00101875

Cédula de Identidad:

1803291622

Lugar y fecha:

Quito, 12 de diciembre de 2016

RESUMEN

En la actualidad los materiales restauradores más usados son las resinas, sin embargo como propósito de disminuir el tiempo de trabajo, tanto para el odontólogo como para el paciente se ha introducido en el mercado un nuevo material llamado Bulk-fill. El presente proyecto de investigación tiene como objetivo, comparar a través del Microscopio Óptico, el grado de microfiltración presente en la interfase diente-restauración de las resinas compuestas aplicadas mediante la técnica incremental y las resinas Bulk-fill colocadas mediante la técnica en bloque.

Palabras clave: resinas compuestas, microfiltración, propiedades, mono bloque, técnicas de restauración.

ABSTRACT

Currently, the most widely used restorative materials are resins. Nevertheless, in an effort to decrease the time spent on restorative work, for the dentist as much as for the patient, a new material called Bulk-fill composite resin has been introduced to the market. This research project aims to compare, by means of using an Optical Microscope, the degree of microfiltration occurring in the tooth-restoration interphase when using composite resins applied by layering as opposed to Bulk-fill resins which are placed at one time.

Key words: composite resins, microfiltration, properties, bulk-fill, restorative, restoration techniques.

Tabla de contenido

| | |
|---|----|
| 1. INTRODUCCIÓN..... | 8 |
| 1.1. Planteamiento del problema | 8 |
| 1.2. Justificación:..... | 9 |
| 1.3. Objetivos:..... | 10 |
| 1.4. Hipótesis:..... | 10 |
| 2. MARCO TEÓRICO | 11 |
| 2.1. Reseña Histórica..... | 11 |
| 2.2. Definición:..... | 11 |
| 2.3. Composición:..... | 11 |
| 2.3.1. Matriz Orgánica..... | 12 |
| 2.3.2. Partículas Inorgánicas | 14 |
| 2.3.3. Agentes de unión..... | 15 |
| 2.4. Clasificación:..... | 16 |
| 2.4.1. Clasificación de las Resinas Compuestas según el Tamaño de las partículas | 16 |
| 2.4.2. Clasificación de las Resinas Compuestas según su Viscosidad/ Fluidez..... | 19 |
| 2.5. Propiedades:..... | 20 |
| 2.5.1. Propiedades Físicas | 20 |
| 2.5.2. Propiedades Mecánicas | 21 |
| 2.5.3. Propiedades Ópticas | 22 |
| 2.6. Lámparas de foto polimerización | 23 |
| 2.6.1. Unidades de Luz Halógena | 23 |
| 2.6.2. Unidades de Láser de Argón (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) | 24 |
| 2.6.3. Unidades de arco plasma..... | 24 |
| 2.6.4. Unidades de luz emitida por diodos (LED)..... | 25 |
| 2.6.5. Reacción de foto polimerización..... | 25 |
| 2.6.6. Factores que afectan la profundidad de polimerización..... | 26 |
| 2.6.7. Fenómenos Físicos Relacionados a la Polimerización de Materiales Resinosos | 27 |
| 2.7. Factor C | 28 |
| 2.8. Uso de resinas con monómeros de elevado peso molecular o la adición de mayor contenido de partículas inorgánicas | 29 |
| 2.9. Uso de resinas con módulo de elasticidad bajo | 30 |

| | | |
|---------|---|----|
| 2.10. | Modulación de la foto polimerización..... | 30 |
| 2.10.1. | Fases de la polimerización..... | 30 |
| 2.10.2. | Técnicas de polimerización | 31 |
| 2.11. | Resinas Mono Bloque / <i>Bulk Fill</i> | 32 |
| 2.11.1. | Composición..... | 32 |
| 2.11.2. | Profundidad de Curado | 32 |
| 2.11.3. | Temperatura..... | 33 |
| 2.11.4. | Estabilidad del color | 33 |
| 2.11.5. | Integridad marginal..... | 33 |
| 2.11.6. | Propiedades mecánicas | 34 |
| 3. | MATERIALES Y MÉTODOS:..... | 35 |
| 3.1. | Tipo de estudio | 35 |
| 3.2. | Población | 35 |
| 3.2.1. | Muestra..... | 35 |
| 3.2.2. | Criterios de Inclusión | 35 |
| 3.2.3. | Criterios de Exclusión | 35 |
| 3.3. | Materiales | 36 |
| 3.4. | Métodos | 38 |
| 3.4.1. | Obtención de la muestra y almacenamiento..... | 38 |
| 3.4.2. | Preparación de la muestra | 38 |
| 3.4.3. | División de los grupos..... | 38 |
| 3.4.4. | Manejo de las muestras | 40 |
| 3.4.5. | Preparación de las muestras | 40 |
| 3.5. | Análisis Estadístico..... | 41 |
| 4. | Referencias Bibliográficas:..... | 42 |

Comparación in vitro del grado de microfiltración de las resinas compuestas aplicadas mediante la técnica incremental con las resinas *Bulk-fill* colocadas mediante la técnica en bloque en cavidades clase I en molares humanos

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Planteamiento del problema

Una de las razones principales de las visitas al odontólogo, es el tratamiento y prevención de caries. La caries es una de las enfermedades que afecta de manera masiva a la población; la misma que si no es tratada a tiempo trae como consecuencia la pérdida de piezas dentales (Ingraham & Ingraham, 1998).

Existen numerosas técnicas para la restauración de piezas que han sufrido caries, es así que en los últimos años los sistemas restaurativos dentales han ido evolucionando rápidamente, permitiendo un cambio significativo en la filosofía del tratamiento dental. Hoy en día se habla del término “restauraciones mínimamente invasivas” es decir se intenta minimizar el desgaste de los tejidos en los procesos reconstructivos. (Nocchi, 2008)

El precursor de esta evolución en la odontología adhesiva es M. Bounocore, quién en 1955 desarrolla la técnica de grabado ácido sobre esmalte, continuando sus estudios Fusamaya, en los años siguientes sugiere que el grabado ácido sea aplicado en dentina y que su tratamiento sea con monómeros hidrófilos (Nocchi, 2008).

El inicio de este cambio restaurador empieza en 1873 con Thomas Fletcher, quién desarrolló el primer material restaurador translúcido; el siguiente gran cambio ocurre en 1962 con Ray Bowen que introduce el primer *composite* formado por dos fases químicas. Basado en este descubrimiento se han hecho modificaciones hasta llegar al momento actual, en el cual existen resinas compuestas que se aplican en un solo bloque (Peutzfeldt, 1997) (Albers, 2002).

La restauración de piezas dentarias con resinas convencionales está sujeta a una técnica incremental con el fin de reducir la contracción de polimerización; fenómeno que se produce posterior a su foto-activación, continuando en menor cantidad luego de haber terminado la restauración (Henostroza, 2010).

A pesar de seguir el protocolo de la aplicación de capa a capa, en la actualidad encontramos que los materiales adhesivos siguen presentando microfiltración en la interfase diente-restauración, como consecuencia secundaria de la contracción del material (Nocchi, 2008) (Henostroza, 2010).

Los avances han dado paso a una nueva técnica de colocación en bloque permitiendo así la restauración de dientes en la región posterior con tan solo una capa de 4-5mm de grosor; lo que aumenta de este modo su eficiencia en relación al tiempo empleado en la técnica convencional (Uehara, et al, 2013).

Es importante aclarar que hoy en día cuando las restauraciones sobrepasan los 5mm, se emplea para su reconstrucción *inlays*, *onlays*, *overlays* e incluso coronas dependiendo la cantidad de tejido remanente (Alvarenga, 2014).

1.2. Justificación:

Se considera que esta investigación tiene relevancia en la odontología actual ya que al ser las resinas *Bulk-fill*¹ un material nuevo, sería de gran beneficio conocer las ventajas y desventajas relacionándolas con la resina compuesta de uso cotidiano con el fin de conocer su desempeño clínico.

¹ Bulk-fill.- Llenado a granel o en bloque

1.3. Objetivos:

1.3.1. Objetivo general

Comparar in vitro el grado de microfiltración de las resinas compuestas aplicadas mediante la técnica incremental (2mm) con las resinas *bulk-fill* colocadas mediante la técnica en bloque (4mm) en cavidades clase I en terceros molares humanos realizando cortes verticales observados en el microscopio óptico. Los molares han sido previamente termociclados y sumergidos en una solución de azul de metileno.

1.3.2. Objetivos específicos

- Determinar el grado de microfiltración de los dientes restaurados mediante la técnica incremental observados al microscopio.
- Determinar el grado de microfiltración de los dientes restaurados mediante la técnica en bloque observado al microscopio.

1.4. Hipótesis:

Las resinas Bulk-fill presentan menor grado de microfiltración que las resinas compuestas de uso convencional.

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Reseña Histórica

La historia de los composites se origina a finales de los años 50 e inicios de los 60 debido a la necesidad de conectar químicamente las interfaces diente-restauración (Cova, 2010, p. 245) (Anusavice, 2003, p.283) (Reis & Dourado, 2012, p. 137) (Tomaszewska et al, 2015).

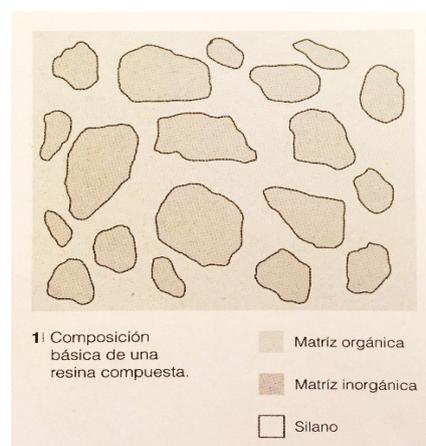
2.2. Definición:

Una resina compuesta o *composite* se define como el producto de la mezcla de dos o más componentes químicos diferentes, logrando así propiedades elevadas o intermedias que sus componentes individuales (Anusavice, 2003, p.284.) (Cova, 2010, p. 246).

2.3. Composición:

Al ser un material bifásico está constituido por una matriz orgánica polimerizable que establece el endurecimiento y un relleno inorgánico que determina las características mecánicas y ópticas (Henostroza, 2010, p. 233). Sumado a estos dos constituyentes se necesita un agente de unión que permita mantener el enlace entre la matriz orgánica y el relleno inorgánico (Anusavice, 2003, p. 284).

Figura 1: Composición básica de una resina compuesta



Elaborado por: Hirata, 2012

2.3.1. Matriz Orgánica

La matriz orgánica está formada por: monómeros, inhibidores, modificadores de color y sistema iniciador/activador (Reis & Dourado, 2012, p. 138).

2.3.1.1. Monómeros

Son el componente fundamental de la matriz orgánica ya que poseen la función de crear una “masa plástica” la cual será moldeada y reemplazará a la estructura del diente perdida. Estos monómeros a su vez están constituidos por dimetacrilatos aromáticos o alifáticos (Reis & Dourado, 2012, p. 138).

Entre los monómeros más usados sobresalen: Bis-GMA (bisfenol glicidil metacrilato) y UDMA (dimetacrilato de uretano) que poseen elevado peso molecular; los monómeros TEGDMA (dimetacrilato de trietilenglicol) y EGDMA (dimetacrilato de etilenglicol) de bajo peso molecular (Reis & Dourado, 2012, pp. 138-139)

El peso molecular superior eleva viscosidad y reduce la flexibilidad, lo cual hace que Bis-GMA obtenga un menor grado de transformación al entorno y una menor contracción de polimerización comparadas con aquellas que están compuestas por TEGDMA como compuesto principal (Reis & Dourado, 2012, pp.139-140).

Al adicionar monómeros diluyentes como TEGDMA, MMA o EGDMA a Bis-GMA se produce una disminución de la viscosidad facilitando su manipulación clínica. (Hirata, 2012, p.105) (Baratieri et al., 2011, p. 123). Esta reducción en la viscosidad permite una mayor integración de carga a la matriz, mayor transformación de monómeros a polímeros y aumento de las propiedades mecánicas (Reis & Dourado, 2012, p.139).

2.3.1.2. *Inhibidores*

Con el objetivo de impedir una polimerización abierta, los composites poseen inhibidores que neutralizan los radicales libres y permiten así controlar los tiempos del tratamiento e impedir la polimerización prematura (Brenna et al., 2010, pp. 246-247) (Hirata, 2012, p.106).

Se encuentran en una cantidad de 0.01% (Reis & Dourado, 2012, p. 143), entre los más utilizados tenemos: hidroxitolueno butílico, hidroquinonas y oxígeno; este último a más de transformar los radicales libres en hidroxiperóxidos estables, permite que una parte del material no enlazado a la cadena polimérica esté disponible para la adición de nuevas capas de resina. No obstante cuando ya no se deba agregar más material se debe restringir esta acción mediante el uso de glicerina hidrosoluble o matrices de tereftalato de polietileno (Brenna et al., 2010, pp. 246-247).

2.3.1.3. *Modificadores de color*

La amplia gama de colores en resinas permite reproducir las estructuras dentales, es así que para obtener estas modificaciones se requiere la incorporación de pigmentos inorgánicos (óxidos metálicos), estos en mayores concentraciones produce colores similares a la dentina y en menores concentraciones colores para la restauración de esmalte (Reis & Dourado, 2102, p. 144).

2.3.1.4. *Sistema iniciador/activador*

La reacción de adición permite que los monómeros se polimericen, esta se inicia con la generación de radicales libres los cuales son formados por estímulos físicos o químicos. Debido a “esta” connotación muchos materiales son clasificados en dos grupos: resinas compuestas activadas químicamente y resinas compuestas fotoactivadas (Reis & Dourado, 2012, p. 144).

2.3.1.4.1. Resinas compuestas químicamente activadas

Su forma de presentación es en dos pastas: base y catalizador. La base contiene el iniciador que es peróxido de benzoilo el mismo que al entrar en unión con el catalizador formado por la amina terciaria dimetil paratoluidina o dihidroxietil paratoluidina produce radicales libres que rompen el doble enlace del monómero y dan paso a la reacción de polimerización (Reis & Dourado, 2012, p144) (Cova, 2010, p.248).

2.3.1.4.2. Resinas compuestas fotoactivadas

2.3.1.4.2.1. *Foto iniciadores*

Con la finalidad de prevenir alteraciones en el color, los fotoiniciadores son moléculas que representan el 0.5% de la composición del material; entre los más usados tenemos: canforoquinonas, lucerinas, fenilpropanodionas (PPD), óxido monoacilfosfina (MAPO), óxido bisacilfosfina (BAPOP), lucirin TPO, entre otros (Reis & Dourado, 2012, pp. 280-281) (Cova, 2010, p.248) (Guzmán, 2013, p.302) (Masioli, 2013, p. 126).

2.3.1.4.3. Resinas activadas por polimerización dual

En este tipo de resinas la polimerización ocurre tanto de manera química como física, por lo tanto es viable obtener beneficios clínicos como la activación química en donde la luz no puede llegar y viceversa (Baratieri et al., 2011, p. 122).

2.3.2. *Partículas Inorgánicas*

Representan del 50-84% en peso molecular, su presencia en las resinas cumple un papel importante ya que eleva las propiedades mecánicas y disminuye la cantidad de matriz orgánica y por ende sus desventajas tales como: contracción de polimerización, abrasión, fragilidad, resistencia compresiva, coeficiente de expansión térmico lineal (CETL) y sorción de agua (Reis & Dourado, 2012, p. 146) (Guzmán, 2103, p. 248).

Dentro de los materiales de relleno que son empleados podemos nombrar: vidrios, sílice coloidal, cuarzo fundido, silicato de aluminio, silicato de litio, zirconio, bario, entre otros (Guzmán, 2103, p. 248) (Cova, 2010, p. 249) (Hirata, 2012, p.106).

3.2.1 Cuarzo

Fue uno de los principales materiales usados en la matriz de resinas debido a su resistencia mecánica; en la actualidad la mayoría de resinas no lo emplean debido a que el tamaño de sus partículas ($12\mu\text{m}$) no permite un buen pulido, su carencia de radiopacidad y el elevado coeficiente de expansión térmica (Reis & Dourado, 2012, p.146).

3.2.2 Sílice coloidal

Estas partículas se desarrollaron a finales de los años 70', se obtienen a través de mecanismos pirolíticos o de precipitación, dando como resultado partículas con tamaños de $0.04\text{-}0.4\mu\text{m}$ siendo esta una ventaja para obtener superficies lisas durante el pulido; por otra parte presenta desventajas tales como: radiopacidad y poco resistencia mecánica (Reis & Dourado, 2012, p.147).

3.2.3 Partículas de vidrio

Surgieron con la finalidad de disminuir el tamaño de las partículas de cuarzo, ya que pueden ser trituradas en tamaños inferiores a $6\mu\text{m}$, a diferencia de las antes mencionadas estas poseen radiopacidad que se obtiene con la adición de metales pesados como: bario, estroncio, lantano, zinc, bismuto y zirconio, esta ventaja le ha otorgado la detección de caries y márgenes desbordantes. Hoy en día gran parte de las resinas en su composición contiene este tipo de partículas (Reis & Dourado, 2012, pp. 146.147) (Cova, 2010, p. 249).

2.3.3. Agentes de unión

La unión química de partículas orgánicas a la matriz inorgánica se produce mediante moléculas de doble función y anfóteras (pueden actuar como un ácido o como una base), con

capacidad de formar enlaces químicos entre los metacrilatos y los grupos silano (Reis & Dourado, 2012, p.147) (Guzmán, 2103, p. 248).

Los agentes de unión más utilizados son los organosilanos, sin embargo también podemos encontrar titanatos y zirconatos. Estos agentes cumplen una función importante al distribuir las cargas masticatorias en forma uniforme, pero cuando existe desequilibrio en la formación de enlaces hacen que las tensiones se ubiquen en la interfase carga/matriz generando grietas en la restauración las mismas que traen como consecuencia el deterioro de las propiedades mecánicas y físicas (Reis & Dourado, 2012, 147).

2.4. Clasificación:

2.4.1. Clasificación de las Resinas Compuestas según el Tamaño de las partículas

2.4.1.1. Resinas compuestas macroparticuladas (macrorelleno/tradicionales)

En sus inicios aparecieron como reemplazo a las resinas acrílicas, tenían partículas de sílice amorfa o cuarzo con tamaños de 8-12 μ m razón por la cual fueron clasificadas como macroparticuladas (Reis & Dourado, 2012, p. 148) (Hirata, 2012, p.113).

El número de partículas representaban del 60 a 65% en volumen del material, poseían propiedades mecánicas superiores a las resinas acrílicas no obstante sus partículas se fracturaban por grandes cargas masticatorias, sumado a esto la radiolucidez similar a los tejidos dentarios no permitía la indagación de fracturas o caries secundaria (Reis & Dourado, 2012, p.148) (Hirata, 2012, 113).

El desgaste abrasivo por desintegración de la matriz orgánica producía superficies ásperas idóneas para la retención de pigmentos que alteraban el color de la restauración (Reis & Dourado, 2012, p.148) (Cova, 2010, p. 252).

En la actualidad las nuevas composiciones de resina se han eliminado o han limitado el uso de este tamaño de partículas para la colocación de brackets (Guzmán, 2013, p.252) (Hirata, 2012, 113).

2.4.1.1. Resinas compuestas de partículas pequeñas

Se crearon con la finalidad de obtener superficies lisas pero con una mejora en las propiedades mecánicas (Cova, 2010, p. 253). Para su fabricación se trituraron partículas de vidrio de 1-5 μ m permitiendo una distribución más adecuada y por ende un mayor porcentaje en volumen (65-77%) (Reis & Dourado, 2012, p.150).

A pesar de que tienen propiedades mecánicas superiores, menor contracción de polimerización y radiopacidad comparadas a las macro y microparticuladas; su pulido no supera al presentado por las resinas microparticuladas (Reis & Dourado, 2012, p.150).

2.4.1.2. Resinas compuestas microparticuladas (microrelleno)

La magnitud media de las partículas de sílice en este tipo de resinas varía de 0.04-0.4 μ m, esto se relaciona con una reducida dureza y a su vez con un acabado más liso de las superficies (Reis & Dourado, 2012, p. 148).

Por otra parte, las partículas de sílice requieren gran cantidad de matriz orgánica, pero al estar en una magnitud pequeña elevan la viscosidad del material haciendo que su manipulación sea difícil (Reis & Dourado, 2012, p. 148).

Para incrementar el porcentaje de carga sin cambiar las propiedades reológicas se varió el proceso de elaboración que consistía en añadir partículas pre polimerizadas de resina con elevada concentración de sílice coloidal a la matriz orgánica; estas partículas le confieren a la resina una consistencia arenosa obteniendo de esta manera un porcentaje en volumen de 30-45% (Reis & Dourado, 2012, p. 149) (Guzmán, 2013, p. 253).

Es importante destacar que existe un mayor grado de transformación en las partículas pre polimerizables (80%) en comparación con la gran mayoría de resinas compuestas en el proceso de polimerización (Reis & Dourado, 2012, p.149) (Bhushan et al, 2010).

Las resinas de microrelleno han sido empleadas en zonas de alto impacto estético por presentar un excelente pulido a pesar de implicar problemas como: unión deficiente, menor módulo de elasticidad, mayor absorción de agua, alta sensibilidad a la técnica y resistencia mediana al desgaste (Cova, 2010, p. 254) (Hirata, 2012, p.120).

2.4.1.3. *Resinas Compuestas Híbridas*

Se desarrollaron con el objetivo de superar las cualidades de lisura pero conservando las propiedades mecánicas obtenidas con las resinas de partículas pequeñas. El término híbrido hace referencia a dos tipos de partículas: sílice coloidal de $0,04\mu\text{m}$ y vidrio en tamaños de $1-5\mu\text{m}$; obteniendo así un total en volumen de 60-66% (Reis & Dourado, 2012, p.150) (Cova, 2010, p.256) (Guzmán, 2103, p. 254-432).

En la década de los 90' estas resinas experimentan un cambio, dando como resultado el comienzo de las resinas compuestas *microhíbridas/híbridas modernas*, las cuales consistían en una mezcla de partículas de sílice ($0,04\mu\text{m}$) con partículas de vidrio de bario, litio o zirconio (inferiores a $1\mu\text{m}$). Su porcentaje en relación a la carga no varía significativamente con las híbridas. Sin embargo una connotación importante es que pueden ser usadas tanto en dientes anteriores como posteriores; a pesar de esto no superan el brillo logrado por las resinas microparticuladas pero son menos propensas a la absorción (Reis & Dourado, 2012, p.150) (Hirata, 2012, p. 122).

2.4.1.4. *Resinas compuestas nanoparticuladas*

La nanotecnología ha permitido avanzar en cuanto a materiales con dimensiones de $0.01-100\text{nm}$; a través de esta tecnología se han desarrollado partículas de sílice con diámetros de $1-$

80nm que combinadas con un agente de unión forman aglomerados (nanoclusters) hasta 75nm (Reis & Dourado, 2012, p. 152) (Hirata, 2012, pp.126-127).

El tamaño de las partículas de este material es 10 veces menor al tamaño de las partículas de sílice coloidal empleadas en las resinas microparticuladas, logrando así un porcentaje de carga parecido al de las resinas micro híbridas (60-66% en volumen). Estas propiedades conjugan las mejores cualidades tanto de las resinas microparticuladas como micro híbridas (Reis & Dourado, 2012, p.152) (Guzmán, 2013, p.257).

2.4.2. Clasificación de las Resinas Compuestas según su Viscosidad/ Fluidéz

Las resinas compuestas están clasificadas en: baja, media y alta viscosidad (Reis & Dourado, 2012, p.155). La gran parte de compuestos son de regular o mediana viscosidad (Baratieri et al, 2011, p. 115).

Las resinas de alta viscosidad por presentar gran cantidad de relleno son indicadas para restaurar el sector posterior aunque su utilización requiera de cierta presión durante su colocación y adaptación a la cavidad (Baratieri et al, 2011, p. 115). No obstante a pesar de que poseer buenas propiedades físicas y mecánicas posee desventajas como: poca capacidad de humectación de las paredes de la cavidad, falta de estética debido a la carencia de colores variados y lisura en su pulido y alto estrés de contracción (Reis & Dourado, 2012, p.155) (Cova, 2010, p. 261).

Con el afán de superar las múltiples desventajas que presentan las resinas de alta viscosidad se crearon las resinas de baja viscosidad llamadas también resinas fluidas; cuya menor cantidad de carga en su composición permite el acceso del material a sitios de difícil acceso, el sellado de fosas y fisuras, la cementación de restauraciones indirectas y como capa intermedia entre el sistema adhesivo y la resina convencional (Baratieri et al, 2011, p. 115) (Masioli, 2013, p.189).

A pesar del excelente pulido y mayor flexibilidad que presentan estos materiales fluidos; la reducción de carga inorgánica compromete las propiedades mecánicas y la contracción de polimerización (Reis & Dourado, 2012, p. 156) (Henostroza, 2010, p. 241).

2.5. Propiedades:

2.5.1. Propiedades Físicas

2.5.1.1. Contracción de polimerización

Es el resultado del acercamiento de las moléculas durante la transformación de monómeros en polímeros, reflejada en la reducción del volumen de la resina (Baratieri et al, 2011, p. 129) (Reis & Dourado, 2012, p. 158).

2.5.1.2. Absorción de agua y solubilidad en medio acuoso

Los monómeros utilizados en las resinas son hidrofóbicos, a pesar de esta característica se observa absorción de agua en la matriz resinosa produciendo dos efectos: liberación de monómeros residuales que formaran puentes de hidrógeno con el agua del medio bucal y expansión higroscópica que permite la disminución de fisuras en la interfase diente/restauración (Reis & Dourado, 2012, p. 161) (Cova, 2010, p. 279).

El porcentaje de carga tiene un papel fundamental en esta propiedad física; es así que en las resinas micro partículas hay más absorción de agua que en las micro híbridas (Reis & Dourado, 2012, p. 161).

2.5.1.3. Radiopacidad

Elementos radiopacos como bario, zinc, zirconio, iterbio y lantano; constituyen elementos importantes en el diagnóstico de: caries secundaria, excesos o ausencia de material, evaluación del contorno de la restauración, inclusiones de aire y otras imperfecciones producidas durante la preparación cavitaria (Reis & Dourado, 2012, pp. 162-163) (Cova, 2010, p. 280).

Es importante tomar en cuenta que la radiopacidad producida no solo depende de estos elementos o sustancias, sino también del tipo de película, cantidad de voltaje, técnica utilizada para la toma de la radiografía y angulación del cono (Reis & Dourado, 2012, p. 163).

2.5.1.4. Combinación de color

Las resinas son comercializadas en diferentes colores, permitiendo así combinarlas para producir restauraciones que se mimetizan con los dientes naturales (Henostroza, 2010, p. 244).

Durante la polimerización se producen cambios en el color relacionados con el tamaño de las partículas; como por ejemplo las resinas micro particuladas al ser polimerizadas aumentan su translucidez, mientras que las micro híbridas son más oscuras (Reis & Dourado, 2012, p. 164).

2.5.1.5. Estabilidad de color

La alteración del color se produce por factores como: sorción de agua, depósitos de placa bacteriana, tamaño de partículas (macro particuladas), rugosidad superficial por la falta de acabado y pulido, tabaquismo y dieta (Reis & Dourado, 2012, p. 165) (Cova, 2010, p. 279) (Shamszadeh et al, 2016).

2.5.2. Propiedades Mecánicas

2.5.2.1. Resistencia a la compresión

Gran parte de las resinas presentan resistencias similares a los tejidos dentarios, sin embargo esta propiedad no garantiza ser el mejor indicador para evaluar la calidad de diferentes materiales (Reis & Dourado, 2012, p. 166).

2.5.2.2. Resistencia a la flexión y módulo de elasticidad

La resistencia a la flexión implica el desarrollo de tensiones como: tracción, compresión y cizallamiento, las cuales guardan semejanza a aquellas que pueden producir facturas en la

restauración; por lo tanto es una propiedad que sí permite evaluar la eficacia de los diferentes tipos de resina (Reis & Dourado, 2012, p. 166) (Rosatto et al, 2015).

En cuanto al módulo de elasticidad, en niveles bajos deforma y fractura el material mientras que en niveles altos produce tensiones elevadas lo que conlleva a una ruptura de la interfase diente/restauración (Reis & Dourado, 2012, p. 166).

2.5.3. Propiedades Ópticas

2.5.3.1. El color

El color que se requiere conseguir en las restauraciones es aquel que este combinado y mimetizado con las estructuras dentarias circundantes (Henostroza, 2010, p. 244).

Las resinas que contienen mayor cantidad de partículas pequeñas permiten que haya una mayor translucidez ideal para reproducir el esmalte, mientras que las más saturadas son ideales para dentina por ser menos translucidas (Baratieri et al, 2011, p. 118).

2.5.3.2. Metamerismo

Interacción del material frente a distintas fuentes de luz que hace que se produzca diferentes percepciones cromáticas (Henostroza, 2010, p. 244).

2.5.3.3. Translucidez u opacidad

Se produce por la transmisión, absorción y/o reflejo de luz lo que permite que el material sea transparente, traslucido u opaco. Es importante señalar que los monómeros de la matriz orgánica son transparentes, sin embargo al ser modificados con partículas inorgánicas determinan que tan transparentes u opacos se observarán (Henostroza, 2010, p. 244) (Sarmiento et al, 2012).

2.5.3.4. *Fluorescencia*

Fenómeno que permite la absorción de luz ultravioleta (invisible al ojo humano) que en fondos oscuros se interpreta como azulada; manifestado en mayor intensidad en la dentina por su contenido orgánico (Baratieri et al, 2011, p. 144).

2.5.3.5. *Opalescencia*

Propiedad que hace referencia a la forma en que la luz se dispersa en el cuerpo, la luz reflejada hace que se observen destellos azulados mientras que la luz transmitida hace que se muestren de color rojizo-anaranjado (Baratieri et al, 2011, p. 144) (Henostroza, 2010, p. 245).

2.6. **Lámparas de foto polimerización**

El desarrollo de las resinas activadas por foto polimerización ha marcado de manera significativa la manera de aplicación y modelación de materiales restauradores.

Su historia inicia en los años 70's con el desarrollo del primer sistema de foto curado en odontología, el cual emitía luz ultravioleta para permitir la activación del fotoiniciador metil éter benzoína contenido en resinas y sellantes logrando a longitudes de onda de 360nm (Guzmán, 2013, p. 302) (Masioli, 2013, p.124).

Al representar la luz UV un riesgo para la salud, las unidades de foto activación evolucionan desarrollando nuevos sistemas de activación como son: luz halógena, láser argón, arco plasma y luz emitida por diodos (*LED*) (Guzmán, 2013, p. 302).

2.6.1. *Unidades de Luz Halógena*

Llamadas también de luz visible, su estructura está compuesta por una envoltura de cuarzo, un filamento de tungsteno incandescente que genera luz blanca y gas halógeno. La elevada temperatura del bombillo hace necesaria la adición de un sistema de refrigeración con aire para preservar su integridad. La luz azul, necesaria para activar las canforoquinonas (468nm) y de

otros fotoiniciadores contenidos en las resinas se consigue insertando un filtro entre la luz blanca y la punta óptica. De esta forma se obtiene un rango de emisión de 430-495nm dentro se produce la activación de los foto iniciadores (Guzmán, 2013, p. 303)

2.6.2. Unidades de Láser de Argón (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation²)

Está formada por dos electrodos que actúan en un medio gaseoso de argón generando un espectro de poca dispersión y frecuencia. La longitud de onda que generan estas unidades es de 458-514nm la cual es compatible con ciertas canforoquinonas (Brenna et al., 2010, p.254).

Investigaciones han demostrado que foto iniciadores como fenilpropanodiona o lucerinas no polimerizan de manera correcta con estas unidades de activación. Adicionalmente se ha observado un elevado estrés de contracción y microfiltración (Guzmán, 2013, p. 305).

2.6.3. Unidades de arco plasma

Está constituida por lámparas que generan luz de alta intensidad (mayor a 2000 mW/cm²) con energía espectral amplia, lo que produce una descarga eléctrica debido al diferencia del potencial eléctrico entre el ánodo y cátodo de tungsteno incluidos en un ambiente de xenón. La longitud de onda emitida se concentra entre los 440-470nm (Guzmán, 2013, p. 305) (Brenna et al., 2010, p.252).

Los inconvenientes que han limitado su uso son: mayor grado de contracción de polimerización y las elevadas temperaturas que en restauraciones profundas comprometan la vitalidad pulpar (Guzmán, 2013, p. 305) (Brenna et al., 2010, p.253).

² Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation .- Luz amplificada por emisión estimulada de radiación

2.6.4. Unidades de luz emitida por diodos (LED)

Actualmente son las más utilizadas; la luz es producida directamente por la labor de dos semiconductores incluidos en el LED o microchip, de este modo los semiconductores tipo N son estimulados para donar electrones en tanto que los semiconductores tipo P son receptores de electrones logrando así traspasar las laminillas de los metales para generar la emisión fotónica (Guzmán, 2013, p. 306) (Masioli, 2013, p.127).

Se diferencian dos generaciones de unidades LED. La primera generación que produce una longitud de onda entre 460-480nm administrada a materiales que poseen canforoquinonas, pero ineficaces para aquellos materiales extra blancos compuestos por lucerinas o fenilpropanodionas. Para corregir esta condición se desarrolla la segunda generación de unidades de banda de longitud de onda que inician en 380 y llegan a los 515nm con la finalidad de activar varias fotos iniciadores: canforoquinonas, lucerinas y fenilpropanodiona (Guzmán, 2013, pp. 306-308) (Baratieri et al, 2011, p. 127).

2.6.5. Reacción de foto polimerización

Este procedimiento se basa en enlazar entre sí varias moléculas de monómero a través de reacciones químicas. Los componentes primordiales para iniciar esta reacción son los foto iniciadores, los mismos que son activados a través de energía lumínica, una vez que estos se encuentran excitados actúan sobre las aminas alifáticas logrando así la disociación de radicales libres, los cuales al mismo tiempo inducen a los dobles enlaces de los monómeros a la formación de cadenas poliméricas lineales y cruzadas (Guzmán, 2013, p. 302) (Brenna et al., 2010, pp. 246-247) (Masioli, 2013, p.125).

Gran parte de la polimerización se produce durante la exposición a las unidades de foto curado; sin embargo se ha observado que este proceso continúa 24 horas o más posterior a la irradiación. A pesar de esto, existen cantidades de monómero y fotoiniciador sin reaccionar

que desencadenan cambios en las propiedades físicas y mecánicas de los composites (Brenna et al., 2010, pp. 256-258) (Reis y Dourado, 2012, p. 293).

2.6.6. Factores que afectan la profundidad de polimerización

Entre algunos factores que afectan la profundidad de polimerización tenemos: distancia entre la punta óptica y la resina compuesta, espesor de los incrementos del composite, color, tamaño de las partículas y temperatura (Reis y Dourado, 2012, pp. 289-293).

2.6.6.1. Distancia entre la punta óptica y la resina compuesta

La distancia entre el material y la punta óptica debe ser lo más cercana posible ($< 2\text{mm}$) para evitar la divergencia y decremento de la intensidad de la luz ya que esto produciría la disminución de fotones en la superficie de la resina (Reis y Dourado, 2012, p. 289) (Swapna et al, 2015).

2.6.6.2. Espesor de los incrementos del composite

El incremento en el volumen de las capas de resina es inversamente proporcional al grado de conversión, por lo tanto el espesor debe ser menor a 2mm para alcanzar una óptima polimerización (Reis y Dourado, 2012, p. 291) (Swapna, 2015).

2.6.6.3. Color

Comparando las resinas más claras con aquellas de tonalidad más oscuras, estas últimas tienen mayor cantidad de pigmentos lo cual disminuye la velocidad de profundidad de polimerización trayendo como consecuencia una conversión del material de las dos terceras partes en relación a aquellas de tonalidades claras (Reis y Dourado, 2012, p. 292).

2.6.6.4. *Tamaño de partículas*

Las resinas microparticuladas (0.01-1 μ m) al tener un tamaño similar a la longitud de onda (0.4-0.5 μ m) ocasionan que exista mayor dispersión de la luz en la parte interna del material cada vez que llega a una partícula cargada (Reis y Dourado, 2012, p. 292).

2.6.6.5. *Temperatura*

Para que los composites mantengan sus propiedades es necesario conservarlos bajo refrigeración cuando no estén siendo utilizados por el operador; sin embargo antes de su empleo deben ser retirados una hora antes ya que la temperatura baja los torna ineficientes en la polimerización (Reis y Dourado, 2012, p. 292).

2.6.7. *Fenómenos Físicos Relacionados a la Polimerización de Materiales Resinosos*

2.6.7.1. *Generación de Calor*

El calor que se produce se deriva tanto de la reacción exotérmica durante la formación de polímeros, como aquel generado por la unidad de foto activación durante la emisión de luz, razón por la cual se deben hacer controles periódicos de la intensidad de radiación con radiómetros o calorímetros (Reis y Dourado, 2012, p. 293).

2.6.7.2. *Contracción de polimerización*

2.6.7.2.1. Volumen de contracción

La contracción de polimerización es un fenómeno inevitable que resulta de la transformación de monómeros en polímeros (Reis & Dourado, 2012, p.293). En su inicio, las moléculas de los monómeros se encuentran unidas por fuerzas de Van der Waals pero durante la polimerización estas se acercan, se enlazan y transforman esta unión en enlaces covalentes. Esta contracción específicamente sucede al pasar del estado gel a sólido y representa una reducción del 1-3% en el volumen del material (Masioli, 2013, p.129) (Hirata, 2012, p. 393).

2.6.7.2.2. Tensión de contracción / Estrés de polimerización

La contracción de polimerización produce una reducción en el volumen del material y a la vez genera el desarrollo de tensiones en la interfase diente-restauración (Masioli, 2013, p.129).

Cuando la tensión de contracción es mayor a la fuerza de unión adhesiva puede originar la ruptura de esta interfase y traer resultados clínicos como filtración marginal, característica importante para la longevidad de la restauración, la misma que derivará a su vez en cambios como: alteraciones de color, caries secundaria, sensibilidad posoperatoria, fractura de la restauración y/o diente, flexión de cúspides y formación de grietas en el esmalte superficial (Hirata, 2012, p. 394) (Baratieri et al, 2013, p.129) (Ishikiriama Et al, 2012) (Swapna et al, 2015) (Agarwal et al, 2015) (Kim et al, 2015).

2.6.7.2.3. Vectores de contracción

Las resinas compuestas no se contraen hacia el centro de la masa ya que se encuentran adheridas a las paredes por medio del sistema adhesivo por lo tanto se contraen en esa dirección (Hirata, 2012, p.394).

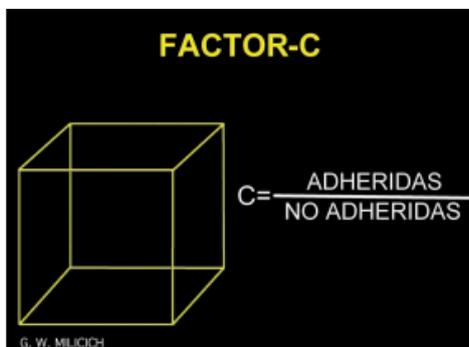
Con la finalidad de disminuir la contracción de polimerización se han empleado métodos tales como: elevar el peso molecular de los monómeros para reducir las uniones covalentes y formar una cadena polimérica estable, aumentar la cantidad de partículas inorgánicas disminuyendo así el contenido de la matriz orgánica, reducir el factor de configuración cavitaria (Factor C) a través de la técnica incremental y variación de las fases de polimerización (Reis & Dourado, 2012, p.158) (Masioli, 2013, p. 130) (Furness et al, 2014).

2.7. Factor C

Como se menciona anteriormente el factor C o factor de configuración constituye un elemento importante en cuanto a la capacidad de aliviar las tensiones procedentes de la

contracción de polimerización (Hirata, 2102, p.395). Se define como “la relación entre las superficies adheridas y no adheridas en una cavidad preparada (Masioli, 2013, p. 130).

Figura 2: Factor de configuración cavitaria



Elaborado por: Cedillo, 2010

Es importante considerar el factor C de cada incremento y no de la restauración en sí, ya que esta no se está rellenando con un solo incremento sino con varios. Es así que obtendremos una mayor área de superficie libre en comparación con la superficie adherida con la posibilidad de escurrimiento del material y menor contracción de polimerización (Masioli, 2013, p. 130) (Baratieri et al, 2011, p. 130) (Swapna et al, 2015).

2.8. Uso de resinas con monómeros de elevado peso molecular o la adición de mayor contenido de partículas inorgánicas

Existe una menor contracción de polimerización a través de cualquiera de estos métodos, ya que el primero necesita menor cantidad de enlaces covalentes para formar una cadena polimérica estable, por otra parte la presencia de mayor número de partículas inorgánicas reducen la cantidad de matriz como por ejemplo en las resinas micro híbridas y de partículas pequeñas con alta viscosidad (Reis & Dourado, 2012, p.159).

2.9. Uso de resinas con módulo de elasticidad bajo

Investigaciones actuales recomiendan la utilización de una capa de resina fluida (módulo de elasticidad bajo) después del acondicionador con la finalidad de obtener un efecto amortiguador para reducir las tensiones producidas en la contracción de polimerización y aumentar la penetración del material en los micro defectos estructurales. Esta menor rigidez permite una mayor flexibilidad y adaptación marginal (Hirata, 2012, p. 402) (Rosatto et al, 2015).

2.10. Modulación de la foto polimerización

2.10.1. Fases de la polimerización

2.10.1.1. Fase pre-gel

Es el inicio de la polimerización, procedimiento en el cual las moléculas presenta gran desplazamiento y las cadenas poliméricas han comenzado a formarse; el material es aun blando y moldeable capaz eliminar el estrés de polimerización (Brenna et al, 2010, p 248) (Masioli, 2013, p. 131).

2.10.1.2. Punto Gel

Llamado también punto de endurecimiento, durante el cual la resina pasa de un estado blando y moldeable a un estado rígido (Brenna et al, 2010, p 248).

2.10.1.3. Fase Pos-gel

A partir del punto gel las moléculas pierden la capacidad de desplazarse y disminuyen la fluidez necesaria para compensar la contracción de polimerización (Brenna et al, 2010, p 248) (Masioli, 2013, p. 131).

Entonces es de vital importancia modificar la fase pre-gel de la polimerización para que exista un mayor tiempo para la fluidez del material y así permitir la liberación de mayor cantidad el estrés antes de llegar al punto g (Masioli, 2013, p.131) (Hirata, 2012, p. 404).

2.10.2. Técnicas de polimerización

2.10.2.1. Técnica convencional / Uniforme continua

Es la técnica más empleada y difundida; la intensidad de la luz se mantiene constante durante el proceso de polimerización durante un tiempo de 20-40 segundos (Masioli, 2013, p.131) (Hirata, 2012, p.405).

2.10.2.2. Técnica Gradual/ En Pasos /Soft-Star³

La emisión de luz en su inicio es de baja intensidad en sus inicios en los primeros segundos, posterior a ello aumenta a su capacidad máxima y se mantiene en ella hasta el final de procedimiento (Baratieri et al, 2011, p. 132).

2.10.2.3. Técnica de Pulso Tardío / Interrumpido/ Pulse-Delay⁴

Se realiza en la última capa de resina en la restauración con el objetivo de mejorar el sellado marginal (Reis & Dourado, 2012, p. 302). Consiste en desarrollar una rápida activación inicial de 3-5 segundos con baja intensidad, con la sucesión de algunos minutos para permitir que el material fluya. Posterior a esto, se realiza una segunda activación con elevada intensidad y tiempo que permitan la polimerización del material (Baratieri et al, 2011, p. 132).

³ Soft-Star.- Gradual o en pasos

⁴ Pulse-Delay.- Discontinua

2.10.2.4. *Técnica en Rampa / Ramp*⁵

Esta técnica inicia con una baja intensidad la cual va aumentando gradualmente hasta alcanzar niveles altos, logrando así que la resina se polimerice con mayor lentitud y logre disipar las tensiones (Masioli, 2103, p. 132) (Reis & Dourado, 2012, p. 303).

2.11. **Resinas Mono Bloque / *Bulk Fill***

Es una nueva generación de resinas compuestas que fueron creadas en 2010 con el objetivo de reducir la cantidad de capas colocadas durante el procedimiento de una restauración y el tiempo clínico de trabajo (Rosatto et al, 2015).

Su aplicación se indica en una sola capa o mono bloque de 4-5mm para cavidades clase I, II y V de Black; en el mercado se encuentra disponible en: viscosidad baja (fluidas) indicadas para base cavitaria o restauración y viscosidad regular (convencionales) para restauraciones directas (Tiba et al, 2013) (Kim et al, 2015).

2.11.1. *Composición*

La composición de las resinas *Bulk Fill* no se diferencia mucho de las resinas compuestas convencionales. La matriz orgánica está compuesta de monómeros como: Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, EBPDMA, no obstante en ciertos casos se han adicionado monómeros diferentes o modificados con la finalidad de mejorar sus propiedades (Rosatto et al, 2015) (Furness et al, 2014) (Swapna et al, 2015).

2.11.2. *Profundidad de Curado*

Las modificaciones en la composición del relleno y matriz orgánica (Rosatto et al, 2015) (Agarwal et al, 2015) (Leprince et al, 2014), así como la combinación de diferentes foto iniciadores dentro del material como canforoquinonas, óxido de trimetilbenzoil-difenilfosfina

⁵ Ramp.- Rampa

(TPO) y el derivado de germanio (Ivocerin) han permitido mejorar la translucidez y profundidad de curado. Al ser estos fotoiniciadores activados a diferentes longitudes de onda se ha modificado las lámparas LED mediante la incorporación de chips con diferentes salidas espectrales para canforoquinonas 430-480nm, TPO 350-435nm e Ivocerin 370-460nm (Li et al, 2015).

Esto sugiere que la translucidez podría ser el parámetro principal que controla la eficiencia del curado en profundidad, y a su vez las propiedades mecánicas (Li et al, 2015) (Ilie & Stark, 2014).

2.11.3. Temperatura

Las resinas *Bulk Fill* muestran valores de temperatura superiores a las resinas convencionales debido a que la reacción exotérmica es proporcional a la cantidad de resina disponible durante la polimerización (Kim et al, 2015).

2.11.4. Estabilidad del color

Factores como la composición y características de las partículas de relleno tienen un impacto significativo en la estabilidad del color. Tornado a las resinas mono bloque más susceptible a cambios en lo color en comparación con las resinas compuestas por presentar una amplia variedad en el relleno (Shamszadeh et al, 2016).

2.11.5. Integridad marginal

La integridad marginal no presenta diferencia en relación a las resinas convencionales; ya que ambas exhiben mayor número de formación de interfaces en esmalte y dentina con respecto a la pulpa (Furness et al, 2014) (Swapna et al, 2015).

La sorción y solubilidad tanto de materiales *Bulk* como convencionales se presenta de manera estable durante el almacenamiento en agua a largo plazo (Biotech Week, 2016).

2.11.6. Propiedades mecánicas

Estudios realizados han demostrado que esta nueva generación de resinas presenta una mayor fluidez para una mejor adaptación, mayor resistencia a la deformación cuspídea debido al reducido estrés de contracción de polimerización lo que permite que presente una mayor resistencia a la fractura (Rosatto et al, 2015) (Swapna et al, 2015) (Agarwal et al, 2015).

En cuanto al uso de resinas de relleno fluidas se recomienda la adición de una capa de resina convencional de 2mm en la superficie oclusal con el fin de mejorar las propiedades mecánicas y estéticas (Rosatto et al, 2015) (Furness et al, 2014) (Leprince et al, 2014) (Ilie & Stark, 2014).

3. MATERIALES Y MÉTODOS:

3.1. Tipo de estudio

La presente investigación es de tipo experimental, comparativo y analítico in vitro.

Se comparará la eficacia de dos tipos de resinas compuestas, las cuales serán empleadas mediante dos técnicas diferentes para la restauración de terceros molares con cavidades clase I. Posterior a esto se evaluará el grado de microfiltración presente a través de un microscopio óptico.

3.2. Población

3.2.1. Muestra

Para este estudio se va a utilizar 87 terceros molares humanos superiores e inferiores que hayan sido extraídos por motivos terapéuticos.

3.2.2. Criterios de Inclusión

Los dientes humanos que se seleccionarán serán únicamente terceros molares. Los mismos deberán estar sin caries, sin restauraciones, con una corona clínica completa y sin presentar fracturas o fisuras.

3.2.3. Criterios de Exclusión

Los dientes que no se tomarán en cuenta son aquellos que presentan caries, restauraciones, gran destrucción o pérdida de su corona clínica y aquellos que presenten la posibilidad de fracturarse o fisurarse durante la fase experimental.

Dentro de la selección no se incluirá primeros molares, segundos molares, premolares y dientes que presenten tratamiento endodóntico previo.

3.3. Materiales

Tabla 1: Materiales e instrumental utilizados

| | | |
|---|--|--|
| Materiales restauradores y adhesivos | Ivoclar Vivadent | 1.- Adhesivo Tetric N-bond 2.- Ácido Fosfórico n-Etch 3.- Tetric N-Ceram Bulk-Fill 4.- Tetric N-Ceram |
| | 3M | 1.- Adhesivo Tetric N-bond 2.- Ácido Fosfórico n-Etch 3.- Filtek Supreme Ultra 4.- Filtek z350 |
| Instrumental manual | Gutaperchero (American Eagle) Atacador (American Eagle) Pinzas de algodón (Awan) Forcéps inferior y superior (Awan) Elevador recto (Awan) Mango de bisturí N°5 (Awan) Cureta N° 13-14 (American Eagle) | |
| Instrumental rotatorio | Turbina (NSK) Micromotor (NSK) Pieza de mano (NSK) Contra-ángulo (NSK) Fresas de diamante redondas (coolcut) Fresas de pulido (Sorensen) Kit de pulido ULTRADENT | |
| Lámparas de polimerización | VALO® Cordless | |

Materiales Odontológicos

Microbrush TPC
Torundas de algodón PROTEG
Cepillos profilácticos TPC
Piedra pómez PRIBANIC
Suero fisiológico PHY

Materiales accesorios

Guantes NIPRO
Mascarilla NIPRO
Gafas protectoras 3M
Azul de metileno BONACQUA
Esmaltede uñas KLEANCOLOR

Máquinas eléctricas

Máquina cortadora a presión ISOMET 1000

Microscopio óptico

3.4. Métodos

3.4.1. Obtención de la muestra y almacenamiento

Los dientes serán donados y obtenidos de la Clínica Odontológica de la Universidad San Francisco de Quito, en la cual se realizan extracciones diarias de terceros molares por motivos terapéuticos.

Posteriormente las muestras serán limpiadas con un cepillo profiláctico, piedra pómez y agua; para eliminar los tejidos blandos existentes se utilizará un scaler y una cureta periodontal N° 13-14. Los especímenes serán almacenados en suero fisiológico a una temperatura de refrigeración de 6°C hasta su utilización.

3.4.2. Preparación de la muestra

Todas las muestras serán selladas en el ápice con ionómero de vidrio. Se va a realizar cavidades clase I estandarizadas, con dimensiones de 4mm de profundidad y un diámetro de 4mm x 4mm, para esto se marcará las medidas de la futura cavidad utilizando moldes de acetato y un marcador permanente.

Para la realización de las cavidades se utilizará una turbina de alta velocidad y fresas de diamante redondas #5 y troncocónicas con un tope a 4mm de altura. Las fresas serán desechadas cada cuatro cavidades.

3.4.3. División de los grupos

Una vez realizadas las cavidades en todas las muestras, éstas se dividirán aleatoriamente en cinco grupos:

Tabla 1: División de los grupos de estudio

| GRUPO | MATERIAL | MUESTRA | ÁCIDO | t | ADHESIVO | ADHESIVO | TÉCNICA | POLIMERIZACIÓN | |
|----------------|---------------------------------|---------|-------|-----|--------------|-----------------------|-------------|--|--|
| | | | | | | (t) | RESINA | RESINA (t) | |
| Control | Tetric N- Ceram | 5 | No | | No | | Incremental | 2 ciclos x 3 segundos (Modo <i>Xtra Power</i>) | |
| I | Tetric NCeram | 21 | Si | 20s | Si 1 capa | Evaporado con aire | 20s | Incremental | 2 ciclos x 3 segundos (Modo <i>Xtra Power</i>) |
| II | Tetric N- Ceram Bulk Fill | 21 | Si | 20s | Si 1 capa | Evaporado con aire | 20s | En bloque | 2 ciclos x 3 segundos (Modo <i>Xtra Power</i>) |
| III | Filtek z350 | 21 | Si | 20s | Si 1 capa | Evaporado con aire | 20s | Incremental | 2 ciclos x 3 segundos (Modo <i>Xtra Power</i>) |
| IV | Filtek Supreme Ultra | 21 | Si | 20s | Si 1 capa | Evaporado con aire | 20s | En bloque | 2 ciclos x 3 segundos (Modo <i>Xtra Power</i>) |

3.4.4. Manejo de las muestras

Las muestras serán almacenadas en suero fisiológico y separadas por grupos. Posterior a esto todas las muestras serán incubadas a 37°C por 7 días para simular las condiciones bucales.

Después de esta fase las muestras serán sometidas en la máquina de termo ciclado a 3 diferentes cambios de temperatura 4°C, 37°C y 56°C. Las muestras permanecerán en cada una de las temperaturas durante 5 minutos. Se realizará 200 ciclos térmicos por cada muestra y temperatura.

Finalizado los ciclos de termo ciclado los especímenes recibirán dos capas de esmalte de diferentes colores con el fin de distinguirlos entre grupos e impermeabilizar la superficie a excepción de 2mm alrededor de la interfase diente/ restauración. Como último paso serán sumergidos en azul de metileno al 4% durante 7 días, a una temperatura de 37°C.

3.4.5. Preparación de las muestras

Una vez que las muestras han sido lavadas con agua y secadas con jeringa triple, se procederá a colocarlas en cubetas de hielo de silicón para la fabricación de cubos de resina acrílica con el objetivo de facilitar su manejo.

Terminado el procedimiento se comenzará a seccionar las muestras de manera longitudinal en sentido buco-lingual utilizando la máquina cortadora a precisión; obteniendo 2 muestras por cuerpo analizado.

Como última fase las muestras serán observadas en el Microscopio Óptico. La medición de grado de microfiltración se realizará utilizando una escala de puntuación de 0-4, detallada a continuación:

Tabla 2: Valores de evaluación y cuantificación

| GRADOS | ESPECIFICACIONES |
|--------|--|
| 0 | Sin filtración |
| 1 | Microfiltración en esmalte |
| 2 | Microfiltración en dentina superficial |
| 3 | Microfiltración en dentina media |
| 4 | Microfiltración en dentina profunda |

Elaborado por: Gil et al, 2013

3.5. Análisis Estadístico

Los datos serán almacenados y analizados con el sistema SPSS para encontrar diferencias estadísticas significativas entre los grupos de estudios.

4. Referencias Bibliográficas:

- Bayne, S. C. (2013). Beginnings of the dental composite revolution. *Journal Of The American Dental Association (JADA)*, 144(8), 880-884
- Ingraham, J., Ingraham, C. (1998). Introducción a la microbiología. Barcelona-España: Editorial Reverté. Pág: 555
- Uehara, N., Ruiz, J., Velasco J., Ceja I., Espinosa R. (2013). Adaptación marginal de las resinas bulk fill. *RODYB Volumen II. Número 3. Septiembre-Diciembre 2013.*
- Nocchi, E. (2008). Odontología restauradora. Salud y estética. Segunda edición. Buenos Aires- Argentina. Editorial Médica Panamericana.
- Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal Of Oral Sciences* [serial online]. April 1997; 105(2):97-116. Available from: *Dentistry & Oral Sciences Source*, Ipswich, MA. Accessed September 28, 2014.
- Alvarenga, A. (2014) Comprender planificar y ejecutar el universo de las restauraciones en cerámicas estéticas. Primera edición. Caracas: AMOLCA.
- Alberts, H (2002) Tooth-colored Restoratives: Principles and Techniques. Ninth edition. Canadá.
- Cova, J (2010). Biomateriales dentales. Segunda edición. Amolca: Venezuela. Págs.: 245-284
- Anusavice, K (1998). Ciencia de los Materiales Dentales. McGraw-Hill Interamericana. Pags:283-311
- Carrillo, C (2003). Capa híbrida. Revista ADM. Vol. LXII, No. 5. Septiembre-Octubre 2005. Pp 181-184
- Cedillo, J. (2010). Factor C en operatoria dental. Revista ADM marzo-abril 2010 Vol. LXVII Número 2. Pp.83-87
- Kavo Kerr Group (2011). SonicFill™ 2 System. Extraído el 20 de Septiembre de 2016 desde
<<http://www.kerrdental.es/FillingMaterials/Composites/BulkFillComposites/productfamily/SonicFill>>
- Soares Et al (2013). Polymerization Shrinkage Stresses in a Premolar Restored with Different Composite Resins and Different Incremental Techniques. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2013; 15; 341-350
- Ishikiriana, Sérgio Kiyoshi, Valeretto, Thiago Majolo, Franco, Eduardo Batista, & Mondelli, Rafael Francisco Lia. (2012). The influence of "C-factor" and light activation technique on polymerization contraction forces of resin composite. *Journal of Applied Oral Science*, 20(6), 603-606. Retrieved October 31, 2014, from http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1678-77572012000600003&lng=en&tlng=en. 10.1590/S1678-77572012000600003.
- Sarmiento Limas, M. R., Trujillo, C. A., Dubier Albeiro, M. H., & Mejía Rodríguez, K. L. (2012). OPACIDAD Y TRANSLUCIDEZ DE DIFERENTES RESINAS COMPUESTAS DE ACUERDO A SU TAMA? O DE PARTICULA Y SU APLICACION CLINICA. *Acta Odontológica Colombiana*, 2(1), 101-117. Retrieved from <http://search.proquest.com/docview/1677421804?accountid=36555>

- Bhushan, S., Logani, A., & Shah, N. (2010). Effect of prepolymerized composite megafiller on the marginal adaptation of composite restorations in cavities with different C-factors: An SEM study. *Indian Journal of Dental Research*, 21(4), 500-5. doi:<http://dx.doi.org/10.4103/0970-9290.74218>
- Moncada, G., Vildósola, P., Fernandez, E., Estay, J., de Oliveira, Osmir B, Junior, & Martin, J. (2015). AUMENTO DE LONGEVIDAD DE RESTAURACIONES DE RESINAS COMPUESTAS Y DE SU UNIÓN ADHESIVA. REVISIÓN DE TEMA/INCREASED LONGEVITY OF RESINS BASED COMPOSITE RESTORATIONS AND THEIR ADHESIVE BOND. A LITERATURE REVIEW. *Revista De La Facultad De Odontología Universidad De Antioquia*, 27(1), 127-153. doi:<http://dx.doi.org/10.17533/udea.rfo.v27n1a7>
- Todd, J., Wanner, M (2014). Tetric N-Ceram Bulk Fill. Versión on-line. Extraído el 10 de Octubre de 2014 desde <file:///C:/Users/M.DeLosAngeles/Downloads/Tetric+N Ceram+Bulk+Fill%20(3).pdf >
- Rosatto, C., Bicalho, A. A., Veríssimo, C., Bragança, G., Rodrigues, M. P., Tantbirojn, D.,... Soares, C. J. (2015). Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *Journal of Dentistry*, 43(12), 1519-1528. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2015.09.007>
- Bucuta, S., & Ilie, N. (2014). Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clinical Oral Investigations*, 18(8), 1991-2000. doi:<http://dx.doi.org/10.1007/s00784-013-1177-y>
- Furness, A., Tadros, M. Y., Looney, S. W., & Rueggeberg, F. A. (2014). Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, 42(4), 439-449. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2014.01.005>
- Núñez, C. C., Grez, P. V., Miranda, C. B., Dos Campos, E. A., & Godoy, E. F. (2015). REVISIÓN DEL ESTADO ACTUAL DE RESINAS COMPUESTAS BULK-FILL/STATE OF THE ART OF BULK-FILL RESIN-BASED COMPOSITES: A REVIEW. *Revista De La Facultad De Odontología Universidad De Antioquia*, 27(1), 177-196. doi:<http://dx.doi.org/10.17533/udea.rfo.v27n1a9>
- Tomaszewska, I. M., Kearns, J. O., Ilie, N., & Fleming, G. J. P. (2015). Bulk fill restoratives: To cap or not to cap - that is the question? *Journal of Dentistry*, 43(3), 309-316. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2015.01.010>
- Bassett, Joyce, DDS, F.A.A.C.D., F.A.G.D. (2015). To bulk fill or not to bulk fill ... that is the question. *Dental Economics*, 105(8), 60. Retrieved from <http://search.proquest.com/docview/1712312255?accountid=36555>
- Tiba, A., PhD. Zeller, Gregory G, D.D.S., M.S., Estrich, C. G., & Hong, A. (2013). A LABORATORY EVALUATION OF BULK-FILL VERSUS TRADITIONAL MULTI-INCREMENT-FILL RESIN-BASED COMPOSITES. *American Dental Association. The Journal of the American Dental Association*, 144(10), 1182. Retrieved from <http://search.proquest.com/docview/1449145662?accountid=36555>
- Biomedicine and biomedical engineering; data on artificial saliva detailed by researchers at university of Jordan (long-term sorption and solubility of bulk-fill and conventional resin-composites in water and artificial saliva). (2016). *Biotech Week*, 445. Retrieved from <http://search.proquest.com/docview/1754332541?accountid=36555>

- Swapna, M., Koshy, S., Kumar, A., Nanjappa, N., Benjamin, S., & Nainan, M. (2015). Comparing marginal microleakage of three bulk fill composites in class II cavities using confocal microscope: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*, 18(5), 409-413. doi:http://dx.doi.org/10.4103/0972-0707.164058
- Agarwal, R., Hiremath, H., Agarwal, J., & Garg, A. (2015). Evaluation of cervical marginal and internal adaptation using newer bulk fill composites: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*, 18(1), 56-61. doi:http://dx.doi.org/10.4103/0972-0707.148897
- Pongprueksa, P., De Munck, J., Duca, R. C., Poels, K., Covaci, A., Hoet, P., . . . Van Landuyt, K., L. (2015). Monomer elution in relation to degree of conversion for different types of composite. *Journal of Dentistry*, 43(12), 1448-1455. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2015.10.013
- Leprince, J. G., Palin, W. M., van acker, J., Sabbagh, J., Devaux, J., & Leloup, G. (2014). Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, 42(8), 993-1000. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2014.05.009
- Li, X., Pongprueksa, P., Van Meerbeek, B., & De Munck, J. (2015). Curing profile of bulk-fill resin-based composites. *Journal of Dentistry*, 43(6), 664-672. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2015.01.002
- Alshali, R. Z., Salim, N. A., Satterthwaite, J. D., & Silikas, N. (2015). Post-irradiation hardness development, chemical softening, and thermal stability of bulk-fill and conventional resin-composites. *Journal of Dentistry*, 43(2), 209-218. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2014.12.004
- Dentistry; data on operative dentistry reported by researchers at university of copenhagen (bulk-fill resin composites: Polymerization contraction, depth of cure, and gap formation). (2015). *Health & Medicine Week*, 1843. Retrieved from <http://search.proquest.com/docview/1676443388?accountid=36555>
- Kim, R. J., Son, S., Hwang, J., Lee, I., & Seo, D. (2015). Comparison of photopolymerization temperature increases in internal and external positions of composite and tooth cavities in real time: Incremental fillings of microhybrid composite vs. bulk filling of bulk fill composite. *Journal of Dentistry*, 43(9), 1093-1098. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2015.07.003
- Tarle, Z., Attin, T., Marovic, D., Andermatt, L., Ristic, M., & Tauböck, T.T. (2015). Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *Clinical Oral Investigations*, 19(4), 831-840. doi:http://dx.doi.org/10.1007/s00784-014-1302-6
- Ilie, N., & Stark, K. (2014). Curing behaviour of high-viscosity bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, 42(8), 977-985. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2014.05.012
- Campos, E. A., Ardu, S., Lefever, D., Jassé, F. F., Bortolotto, T., & Krejci, I. (2014). Marginal adaptation of class II cavities restored with bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, 42(5), 575-581. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2014.02.007
- Garoushi, S., Vallittu, P., Shinya, A., & Lassila, L. (2016). Influence of increment thickness on light transmission, degree of conversion and micro hardness of bulk fill

composites. *Odontology*, 104(3), 291-297. doi:<http://dx.doi.org/10.1007/s10266-015-0227-0>

- Shamszadeh, S., Seyede, M. S., Hasani, E., Ahmad, N. A., & Panahandeh, N. (2016). Color stability of the bulk-fill composite resins with different thickness in response to Coffee/Water immersion. *International Journal of Dentistry*, doi:<http://dx.doi.org/10.1155/2016/7186140>
- Czasch, P., & Ilie, N. (2013). In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical Oral Investigations*, 17(1), 227-35. doi:<http://dx.doi.org/10.1007/s00784-012-0702-8>
- Al-Mansour, K., Al-Sada, A., & Al-Sinan, H. (2015). CURING DEPTH OF BULK- FILL COMPOSITES- AN IN- VITRO STUDY. *Pakistan Oral & Dental Journal*, 35(2) Retrieved from <http://search.proquest.com/docview/1782043758?accountid=36555>
- Gil-Minaya LC, Acosta-Carrasco S, Jiménez-Hernández L, Brache-Gómez AA, Grau-Grullón P. Evaluación de la microfiltración marginal en técnicas de restauración de clase II con resina compuesta. *Revista Nacional Odontología*. 2013; 9(17): 53-60.