



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

GRADO DE MICROFILTRACIÓN EN  
RESTAURACIONES DE RESINA COMPUESTA  
POLIMERIZADAS CON LÁMPARA LED DE 400 Y 800  
 $\text{mW/cm}^2$  POR TIEMPOS DE 20 Y 40 SEGUNDOS.

**T E S I N A**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

**C I R U J A N A   D E N T I S T A**

P R E S E N T A:

NANCY BALDERAS GONZÁLEZ

TUTOR: MTRO. JORGE GUERRERO IBARRA

ASESOR.C.D. JAIME ALBERTO GONZÁLEZ OREA



Universidad Nacional  
Autónoma de México



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

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

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

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

## **DEDICO ESTE TRABAJO**

### **A MI HIJA**

Fernanda Yered por ser la luz de mi vida, mi gran motivación para seguir adelante, gracias bonita por tus abrazos y besos que me reconfortan en todo momento, TE AMO.

### **A MI MADRE**

Por el apoyo que me has brindado siempre, por confiar en mi, por todo el sacrificio y esfuerzo que has hecho para que pueda llegar a la realización de esta meta, por darme el maravilloso ejemplo de luchar siempre, por ser mi Madre y Madre de mi hija. Gracias infinitas mamita te amo.

### **A MI PADRE**

Por esa manera tan tuya de quererme porque pese a nuestras diferencias sé no me dejarás sola, te quiero.

### **A MIS HERMANOS**

OLINDA, AVELINO, GILBERTO Y ARMANDO por el esfuerzo y sacrificio que han hecho cada uno de ustedes para que realice este sueño y no dejarme sola en todo este tiempo mil gracias los quiero.

### **A GUILLERMO**

Por ayudarme hacer del sueño "MENA" una realidad, por tus consejos, apoyo y cariño que me has brindado en el transcurso de estos años Gracias te amo y eres muy importante en mi vida.

## **CON CARIÑO**

A Anthony y Samantha, bienvenidos a la familia.

## **A TODA LA COMUNIDAD DEL “PIRIGÜILLO”**

Por todos esos maravillosos y divertidos momentos que he pasado a su lado y sobre todo por la amistad que cada uno de ustedes me ha brindado, Gracias.

## INDICE

INTRODUCCIÓN.....	5
HISTORIA .....	6
RESINAS COMPUESTAS .....	9
INICIADORES Y ACELERADORES.....	8
MACRORRELLENO.....	13
MICRORRELLENO.....	14
HÍBRIDAS.....	16
PARTÍCULA PEQUEÑA.....	17
NANORRELLENO.....	18
LUZ LED.....	26
CONTRACCIÓN.....	28
ADHESIÓN.....	29
Adhesión en Odontología.....	30
ANTECEDENTES.....	33
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	40
JUSTIFICACIÓN.....	41
OBJETIVOS.....	42
METODOLOGIA.....	43
RESULTADOS.....	52
CONCLUSIONES.....	54
BIBLIOGRAFIA.....	55

## INTRODUCCIÓN

Las resinas fotopolimerizables en la actualidad son los más usados por el Cirujano Dentista debido a que el grado de polimerización es mayor además de que la presentación de una pasta única hacen que exista una porosidad menor y la manipulación es más fácil debido a su consistencia “pastosa”, se pueden colocar diferentes tonos en una sola restauración para dar mejor estética, al colocarlo en capas finas se reduce su grado de contracción.

Con la aparición de las unidades de curado de luz LED se ha dado una opción más de polimerizado para ello es necesario que el material restaurador cuente con Canforoquinona o fenilpropanaidona para iniciar el proceso. Así mismo es de suma importancia que la lámpara a elegir tenga una potencia en su luz para efectuar una polimerización adecuada. En odontología se utilizan los  $\text{mW/cm}^2$  como potencia de las lámparas para fotocurado ésta nos dará el tiempo de exposición del material restaurador el cuál puede variar de 20 y 40 seg. El grado de éxito en la polimerización radica en utilizar una lámpara de fotocurado adecuada y exponer el material restaurador a la luz el tiempo indicado.

En el presente estudio nos hemos planteado analizar la microfiltración como resultado de dos tiempos de polimerizado y dos potencias de luz LED en una resina de nanorrelleno cuyo tiempo de fotocurado es de 20 segundos con una lámpara de  $800\text{mw/cm}^2$ .

## **PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.**

Actualmente existen en el mercado una gran cantidad de resinas compuestas fotocurables las cuales indican diferentes tiempos de fotopolimerización que oscilan entre 20 y 40 segundos, también existen gran variedad de lámparas de fotopolimerizado con diferentes potencias lumínicas (400 A 800 mW/cm<sup>2</sup>) creando una alteración en las propiedades físico-mecánicas el uso indistinto de las lámparas sobre las resinas compuestas.

## **ANTECEDENTES.**

**Ernts CP, Brand N, y Cools** del departamento de operatoria dental de la universidad de Gutemberg realizaron un estudio sobre la **Reducción de polimerización, contracción, estrés y microfiltración marginal usando un comienzo suave de luz al polimerizar en el año 2003** Evaluaron la influencia de un comienzo suave de luz de fotocurado en la contracción por polimerización el grado de tensión y microfiltración durante la polimerización, así como la integridad marginal de adhesivos para restauración utilizando diferentes marcas de resina como lo son Pertac II, Tetric Ceram, Definite, Surefil, Solitaire utilizando una fuente de luz LED 3M Espe de 800mw/cm<sup>2</sup> dentro de los primeros 15seg del tiempo total de polimerizado de 40seg. Se realizaron dos cavidades clase V en cada una de las superficies vestibular y lingual de 80 premolares y molares humanos extraídos. La tinción se realizo con azul de metileno al 2% fue investigada por separado para el esmalte y el cemento después del termociclo para obtener la información equivalente de la profundidad de curado. Como resultado obtuvieron una reducción en la tensión de polimerización de 7.1% para Pertac II, 11.4%para Tetric Ceram, 3.6% para Definite, 3.7% par Surefil 6.2% para Solitare.<sup>3</sup>

**H. Ishizaki y Fukushima realizaron una investigación que tuvo como objetivo evaluar el efecto de una unidad de polimerizado LED de alta potencia en relación a la profundidad de polimerización, contracción de polimerización y fractura marginal en el año 2004.** Las unidades de polimerizados usadas fueron Elipar FreeLight 2 (FL2, 830mW/cm<sup>2</sup>, 3M ESPE) y la unidad de polimerizado halógeno, XL3000 (XL, 700 mW/cm<sup>2</sup>, 3M ESPE) . Las resinas usadas fueron Filtek Z250 (Z250, 3M ESPE) y Clearfil AP-X (AP-X, Kuraray). La dureza superficial utilizó la metodología Knoop (n=3/grupo). La contracción lineal se utilizó usando el método de dilatómetro de mercurio (n=5/grupo). En dientes premolares extraídos en donde se realizaron cavidades cilíndricas sin bisel y con bisel y fueron realizadas en las caras lingual y bucal de los dientes. Las preparaciones fueron llenadas con Photo Bond (Kuraray) y AP-X usando FL2 (30s de exposición) y pulidas inmediatamente o al cabo de 7 días de haber sido llenadas (n=3/grupo). Medidas cuantitativas de la zona adamantina marginal fueron hechas para determinar la fractura marginal para poder ser observadas en un microscopio estereoscopio. Los resultados arrojaron que la profundidad de curado fue de: (20s-2.5mm, 40s-3.5mm) con FL2 y fue similar que XL. Los valores de la contracción lineal fueron de AP-X [20s-0.59%, 20s-0.49%, 30s-0.59%, 40s-0.62%] fueron significativamente menores que los experimentados Z250 [20s-0.70%, 20s-0.77%, 30s-0.79%, 40s-0.89%]( ANAVA, p<0.05). En cada grupo no se encontró diferencias en relación a los tiempos de irradiación. (ANAVA, p>0.05), y al evaluar la presencia de fractura marginal no se encontraron diferencias entre los grupos usando las tres tipos de acabado del borde cavo superficial (ANOVA, p>0.5), las áreas donde se encontraron menor numero de fracturas marginales fue en los dientes que se pulieron después de 7 días (ANOVA, p=0). Las unidades de polimerizado LED de alta potencia demostraron tener características similares comparables a las unidades halógenas .

**Theunis G. Oberholzer, Ignatius C. Du Preez, M. Kidd del departamento de operatoria dental de la Universidad de Sellenbosch del sur de África realizaron una investigación donde evaluaron el Efecto del curado con luz LED en la fuerza de adherencia y dureza superficial de una restauración de resina compuesta en el año 2004.** Para determinar la dureza, microfiltración y adherencia de la luz LED se comparo con una lámpara de fotocurado de luz halógena. Metodología 60 premolares extraídos sin caries se limpiaron con polvo de piedra pómez y almacenaron en una solución salina fisiológica (que contenía cristales de timol) a 4°C durante dos meses se realizaron cavidades clase V sin bisel con fresas de carburo de alta velocidad, las fresas se cambiaron cada 6 cavidades éstas tuvieron una profundidad de 1.5 mm 3mm de diámetro (la fresa se marco para saber la profundidad), se grabo con ácido fosfórico al 35% durante 20 segundos y se lavo con agua bidestilada, se coloco el primer Bond NT con un cepillo desechable, el exceso de disolvente se elimino con aire por no mas de 5 segundos y se polimerizo durante 20segundos posteriormente se coloco la resina esther-X (DENTSPLY, De Trey, Konstanz) por no más de tres incrementos, los dientes fueron divididos en cuatro grupos de 16 dientes cada uno cada uno de los incrementos del primer grupo se polimerizo con Ultra-lume 2 (Ultradent) durante 20 seg. Conforme a las indicaciones del fabricante 400mW/cm<sup>2</sup>. el segundo grupo fue con una exposición similar con Usingthe Spectrum 800 (Detsply) de luz halógena de 400 mW/cm<sup>2</sup> ; en el tercer grupo se utilizo FreeLigth (3M ESPE) de modo continuo de 400 mW/cm<sup>2</sup> , En el último grupo se utilizo la misma unidad de curado con un arranque suave. Todo el diente se cubrió con dos capas de barniz de uñas después de 24 horas en suero fisiológico se termociclaron en una solución de fushina básica al .5% 500 ciclos completos entre 8 y 50°C con un tiempo de 15 seg. Fueron retirados y tallados con

pedra pómez y se cortaron con un disco de diamante. Resultados mostraron que hubo una menor microfiltración en el grupo donde se usó Free Light LED de arranque suave, en cuestión de dureza de dureza no hubo diferencias significables, en la fuerza de adherencia fue mayor con Free Light modo normal y Ultra-Lume 2.

**Cavalcante LM, Peris AR, y Cools, del departamento de Operatoria dental de la Universidad de Carolina del Norte U.S.A realizaron una investigación que evaluó el Efecto del sistema de fotoactivación y Resina compuesta en la microfiltración de las restauraciones estéticas en el año 2007.** El propósito del estudio fue evaluar la influencia de 4 sistemas de fotoactivación (halógeno QTH, Luz Emitida por Diodos LED, Laser AL y Arco de plasma PAC) en la microfiltración de restauraciones clase II usando una resina microhíbrida (Z250 – 3 M ESPE) y dos paquetes de composite ( Surefil-Dentsply y Tetric Ceram HB-Ivoclar / Vivadent.).

Se utilizaron 306 dientes bovinos donde se realizaron cavidades clase II, se dividieron en doce grupos, el material restaurador fue colocado por incrementos de 2mm acordando los tiempos de exposición recomendados por la manufactura, las muestras se pulieron y fueron sumergidas en solución de azul de metileno, posteriormente fueron seccionadas y evaluado el margen gingival, los resultados fueron sometidos a un análisis estadístico usando las pruebas de Kruskal-Wallis y Mann-Whitney.

Los resultados establecieron significables diferencias en los sistemas de fotoactivación y compuestos de resina ( $p > 0.05$ ). La microfiltración no fue significativa, aunque estos resultados no sugieren el sistema de fotoactivación ni que los tipos de resina podrían tener un efecto en la microfiltración de los márgenes gingivales en cavidades clase II.

**Tielemans M, Compere P, Geerts SO y Cools,** realizaron un estudio donde se hizo una comparación de microfiltración de compuestos de fotocurado usando tres diferentes orígenes de luz: Lámpara de halógeno, LED y Láser Argón en un estudio in Vitro en el 2007. En este estudio se comparo la microfiltración de los compuestos rellenos curados con bulbos halógenos, LED y Argón Láser (488nm), se eligieron 24 molares humanos extraídos fueron divididos al azar en tres grupos, se prepararon cavidades de 1.76 x 2mm en la corono, fueron grabadas con ácido y selladas con Scotch Bond 1, Fueron expuestas a una fuente de luz y termocicladas inmersas en una solución de azul de metileno al 2% se recortaron y se observaron al microscopio digital obteniendo el siguiente resultado el azul penetra en 49.303+/- 5.178% para cavidades curadas con luz LED, 44.486 +/- 6.075% para bulbos de halógeno y 36.647 +/- 5.936% para las curadas con Láser Argón. Estadísticamente existe una diferencia significable entre las cavidades curadas con luz halógena con LED (P<0.01), halógeno contra láser (P<0.001) y LED contra Láser (P<0.001).

La microfiltración más baja se observo en las cavidades curadas con Láser Argón. j

**Guo B, Wang OQ, Que KH, Xie SJ, Hao YQ, Yang F** evaluaron el **Efecto de la emisión de luz por diodo LED y luz Halógena en la microfiltración de dientes extraídos en el año 2006** Para evaluar el efecto de la luz emitida por diodos (LED) y luz de curado dental halógena en la microfiltración de restauraciones compuestas (Cearfil AP-X ) y proveer evidencia clínica para el uso de luz LED. Usaron 73 dientes divididos al azar en 2 grupos expuestos a la emisión de luz LED Morita Pencurey luz halógena 3M ESPE Elipar 2500 respectivamente, fueron tratados con termociclo (500 ciclos, 5-55°C) seccionados y pigmentados. Las cantidades de microfiltración del tinte fueron examinadas en el estereomicroscopio y microscopio electrónico respectivamente. En los resultados no se encontraron diferencias significativas en la cantidad de tinte observado en el estereomicroscopio entre los dos grupos. Conclusiones: La luz LED puede alcanzar el mismo o un mejor efecto sobre la contracción en la microfiltración comparado con la luz de curado dental Halógena. Otros estudios serán necesarios.<sup>4</sup>

**Attar N, Korkmaz Y, J Contemp Dent Pract** realizaron un estudio donde evaluaron el **Efecto de dos emisiones de luz por diodos (LED) y una luz de curado halógena en la microfiltración de clases V con restauraciones de composite fluido en el año 2007**. Existen desventajas de la luz en el curado de los materiales de resina compuesta con respecto al predominio de la microfiltración resultado de la contracción por polimerización durante el curado. Esto nos ha demostrado que los métodos de curado juegan un rol significativo en la contracción de polimerización, el propósito del estudio fue investigar el efecto de la emisión de luz emitida por diodo (LED), un curado de luz unitario (LCU) comparado con la halógena LCU en la microfiltración de tres diferentes compuestos fluidos usando un mismo adhesivo en cada uno. Se utilizaron 63 dientes donde se prepararon cavidades clase V en la superficie

vestibular y lingual de cada diente, fueron asignados en 3 grupos. Grupo 1 Adper Prompt L-Pop Filteck fluida (3M ESPE), Grupo 2: Adhese tetric fluida (Ivoclar, Vivadente), Grupo 3 Clearfil Protector, Bond + Clearfil Protect Liner F (Kuraray Medical Inc). Estos grupos se subdividieron en tres grupos de acuerdo a la luz de curado usada (n=7). Dos LED LCUs, Elipar Luz libre y Elipar luz libre 2 (3M ESPE) y una basada en LCU Halógena, Hilux Expert (Belinoglu) fueron usadas. Los dientes fueron sumergidos en tintura de fushina básica al .5% por 24 horas, se termociclo (500 ciclos entre 5 – 55°C). Los dientes se seccionaron longitudinalmente y observados bajo estereomicroscopia (magnitud 40X). Estadísticamente no se encontraron diferencias de microfiltración entre los grupos.

## HISTORIA

Los silicatos fueron los primeros materiales de uso en odontología para restauraciones que requerían de estética y se usaron a principios del siglo XX pero no resultaron exitosos ya que sufrían desgaste. Estos se preparaban en base a silicato en polvo, vidrio de alúmina-sílice y ácido fosfórico, que se unían por medio de un gel el cual era sensible a la humedad por ello solubilizaban en boca.

Finales de los años 40 aparecen las resinas acrílicas (polimetil-metacrilato PMMA) remplazando así a los silicatos pero estas también presentaban un resistencia baja al desgaste y contracción al polimerizar, por ello clínicamente fracasaron debido a la inestabilidad dimensional, existiendo la microfiltración además de cambio de coloración y recidiva de caries.

Esta resina acrílica tenían dos sistemas: un sistema peróxido-amina que empleaba una amina terciaria, la N-dimetil p-toluidina como activador, la cual tenía la desventaja de cambio de color a pesar del agregado de protectores de luz ultravioleta que la reacción era inhibida por compuestos fenólicos (Permite, Clase IV, Mer-Don 7, Spectrum, Kadon)<sup>7</sup>

Otro sistema usaba tipo Peróxido-Ácido Sulfínico usaba el ácido p-toluelsulfínico como activador de la reacción. De igual manera eran inestables en presencia de aire y agua, excelente estabilidad de color, altamente sensible a la humedad la cual inhibía la polimerización<sup>7</sup>.

En los años 50's dos productos iniciaron la transición de las resinas reforzándolas con vidrio, sílice, alúmina y diamante y hasta aleaciones de plata y fueron Bycor (The L.D. Caulk Co). Usando un polvo y un líquido, el primero contenía casi 40% de polvo fino de silicato PF (Posterior Filling, American Consolidated Dental Co.), con aproximadamente 30% de vidrio de aluminosilicato. Lo cual tuvo el objetivo de reducir la expansión lineal térmica del material, prevenir la microfiltración y mejorar la resistencia.

En 1962-1965 el Dr. Ray L. Bowen implemento los composites de bisfenol A glicidil metacrilato (bis-GMA), la permitió la adición de material de relleno.

Al Bis-GMA se le incorporaron materiales como sílice, cuarzo, vidrio con un agente de unión silano lo cual hizo una mejora en las propiedades mecánicas y físicas.

Una ventaja importante fue que eran materiales de pasta única presentando menor probabilidad de incorporar burbujas de aire, estabilidad de color, contracción menor además que se activaban por luz. Originalmente solo se empleaban para restauraciones anteriores Clase III y V donde la estética era muy importante.

Chang RHU, genero el primer producto pasta-líquido años después Lee HL, formulo uno pasta-pasta, ADPTIC (Johnson & Johnson) como material de obturación. Posteriormente fueron apareciendo otros productos basadas en la tecnología de Bowen y Lee, hasta hace poco la mayoría de los compuestos estaban basados por entero en la formula Bis-GMA<sup>7</sup>.

Las modificaciones que se les han hecho hasta hoy permiten su uso en restauraciones posteriores.

Resumen histórico de la evolución de las resinas.<sup>19</sup>

1941 Sistema iniciador peróxido-amina.

1950 Resinas Acrílicas.

1962 Monómero de Bowen.

1963 Primer compuesto de macrorrelleno (cuarzo).

1970 Sistema iniciado por luz UV para uso odontológico.

1974 Introducción de los microrrellenos.

1977 Primer compuesto curado por luz visible.

1980 Primer híbrido.

1982 Compuesto para incrustaciones.

1983 Macrorrellenos altamente cargados para uso odontológico.

1984 Compuestos microrrellenos radiopacos.

1996 Resinas compuestas fluidas.

1998 Resinas compuestas empacadas.

## RESINAS COMPUESTAS

La matriz de polímero consta de un oligómero aromático o de diacrilato de uretano, los cuales presentan una gran viscosidad por lo cuál se le agrega trietilenglicol dimetacrilato como diluyente de manera que permitan al clínico su manipulación.

El relleno son fibras dispersas en la matriz.

Agente de conexión es un adhesivo que une ambas partes.

Una ventaja de la BisGMA es que los dos grupos metacrilato al polimerizar forman una estructura entrelazada, dos grupos OH que refuerzan la parte media de la molécula dándole mayor viscosidad.

Así la contracción de las resinas BisGMA fue menor que las resinas basadas en MMA. La contracción de una resina compuesta a otra tiene variaciones sin embargo se puede decir que es de 1.5 al 4% de volumen después de 24 hrs posteriores al fraguado.<sup>7</sup>

La viscosidad de Bis-GMA se debe reducir con un monómero poco viscoso el más empleado es el Trietilenglico-dimetacrilato (TEGMA) y el dimetacrilato de uretano (UDMA)

TEGMA posee dos grupos metacrilato terminales y puede formar una red, es una cadena flexible por lo cual reduce su viscosidad y no tiene grupos OH.

El numero elevado de enlaces dobles y la capacidad para tomar parte en la polimerización produce una contracción marcada por cada porción de TEGMA, pero a su vez mejora las propiedades mecánicas de la matriz.

Del relleno de los composites es cuarzo triturado y vidrio estroncio y bario (el tamaño de las partículas oscila entre 0.1 y 100 $\mu$ m) el propósito es reforzarla y reducir la cantidad de material de la matriz.

El tamaño de partícula va a influir en la resistencia y las condiciones de superficie.

Las resinas compuestas tienen menor absorción de agua y menor reblandecimiento comparándolas con las resinas sin relleno su resistencia a la tracción y abrasión son unas de sus ventajas.

Su coeficiente de expansión térmica es similar a la del diente por ello se produce menos tensión en la interfase.

El relleno también consta de Sr (estroncio) y Ba (Bario) lo cual ayuda absorber los rayos X y permitir que se observen radiopacas.

Las resinas para que proporcionen un color similar al diente por restaurar contienen pigmentos los cuales son partículas de óxido de metales.

## INICIADORES Y ACELERADORES

Para polimerizar los composites se utilizan activaciones químicas (autopolimerizables) cuyo material consta de dos pastas una contiene el activador una amina aromática y un iniciador que es el peróxido de benzoílo los cuales reaccionan a la temperatura del medio ambiente por ende se presentan en dos pastas que al mezclarse inician la polimerización.

Las resinas fotocurables utilizan iniciadores de dos tipos: Para resinas curadas por luz ultravioleta, se utilizan benzoinas y cetonas; para resinas curadas por luz visible, se usan dicetonas<sup>7</sup>. Siendo la más utilizada ya que permite alargar el tiempo de trabajo o manipulación y acorta el tiempo de polimerizado.

Para la fotoactivación o fotopolimerización se emplea una fuente de luz azul de aproximadamente 400-700nm<sup>8</sup> la cual es absorbida por una canforoquinona la cual es acelerada por la presencia de una amina orgánica ambas no reaccionan con la temperatura ambiente por lo cual sino que se debe colocar a una luz azul.

Los composites de fotopolimerización hoy en día son los preferidos por el odontólogo ya que el grado de polimerización es mayor, además de que las presentaciones de una sola pasta hacen que exista menor porosidad en la restauración y su manipulación es más fácil debido a su consistencia pastosa además de poder colocar diferentes tonalidades de material en una misma restauración, se reduce el grado de contracción al colocarlo por capas finas.

Se clasifican según el tamaño de relleno o el método de polimerización, en función del tamaño y la distribución de sus partículas de relleno, mencionándose la clasificación del tamaño de partícula en la presente:

- 1.- Macrorrelleno.
- 2.- Microrrelleno.
- 3.- Híbridas.
- 4.- Partícula pequeña
- 5.- Nanorrelleno.

La cantidad de relleno que contenga un composite reducirá el grado de contracción al momento de polimerizarlo, el clínico deberá tomar en cuenta esto al momento de elegir el material para restaurar

## **MACRORRELLENO O CONVENCIONALES. (1 Y 3 $\mu$ M)**

Comenzó su uso en el año 1970 de ahí se han ido modificando con el paso del tiempo.

El relleno mas común que se utiliza es el sílice coloidal amorfo pulverizada y en cuarzo.

Contienen 1-7% de partículas de microrrelleno para conseguir viscosidad.

El tamaño de estas partículas influirá en la rugosidad del composite.

El volumen de partículas de macrorrelleno es de 60-73%.

Este tipo de resina tiene el inconveniente de que por poseer un tamaño grande de partícula da superficies mas ásperas y rugosas resulta difícil de pulir y clínicamente sufren un desgaste por abrasión y pigmentación.

Son mas resistentes a la fractura por ello son ideales para aquellas cavidades que soportan fuertes cargas masticatorias y requieren de gran estética

## **MICRORRELLENO. (0.04 $\mu$ M APROX.)**

Contiene del 20 al 5% de sílice coloidal siendo este el material de relleno inorgánico, la cantidad que contienen estos composites es mínima, las partículas tienden a aglomerarse y posteriormente a romperse en diferentes tamaños por ello es variable la magnitud de sus partículas la incorporación del sílice no es fácil ya que la superficie debe estar mojada por el monómero.

A esta prepolimerización tendrá que añadirse monómero en un 60 a 70%\* en su peso tratado con un silano a temperaturas elevadas para así disminuir su viscosidad, al incorporar este relleno a la resina se fragua mediante calor utilizando el activador Peroxido de Benzoilo, al final estas partículas se y con de sílice coloidal que fueron tratadas con el silano se mezclan con el monómero para dar lugar a la pasta de las resinas compuestas.

Así tenemos pues que la cantidad de resina compuesta como relleno será del 80% en peso aproximadamente y 60% de volumen<sup>8</sup> esto nos dará como ventaja que al momento de polimerizar la contracción será menor que las resinas convencionales sin embargo su capacidad de desgaste será mayor ya que la unión que existe entre las partículas de resina y la matriz será muy débil.

Por ello este tipo de resinas no están indicadas en lugares donde la tensión será grande.

Otras desventajas de este material es que absorberán más agua, menor resistencia a la tracción por la unión tan débil, una resistencia grande al desgaste con el paso del tiempo pero si se llegan a colocar en lugar donde exista cargas oclusales como en los dientes posteriores sufrirán un desgaste grande y pueden hasta fracturarse por ello clínicamente no son aceptables.

Una de sus ventajas es que este material comparándolo con las resinas acrílicas sin relleno es que puede pulirse dejando una superficie fina aptas para sitios donde la estética ser sumamente importante (piezas anteriores clase III y V).

El pulido y brillo de este material suele durar para siempre ya que cuando se realiza el pulido lo que se retira en sí son las partículas de sílice coloidal junto con resina de alrededor.

## HIBRIDAS.

Son producto de modificaciones que se han dado con el paso de los años con el fin de obtener un material que resista las cargas y a su vez nos de una superficie fina como acabado. Contienen dos partículas de relleno uno es el sílice coloidal y el otro vidrio triturado el cual contiene metales pesados, el contenido total de relleno será de aproximadamente 75 a 80% en peso, el tamaño de los cristales de 0.4 a 1 $\mu$ m El sílice coloidal representa el 10 a 20% de peso\* del contenido de relleno total.

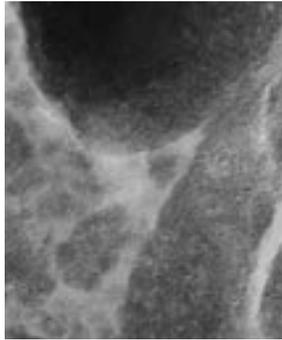


Fig.1 Microscopia de partícula híbrida.

Este tipo de resina suele usarse para restauraciones clase IV en dientes anteriores ya que puede obtenerse una superficie lisa y son resistentes, a menudo también se utilizan para dientes posteriores que están sometidas a tensión

## **PARTÍCULA PEQUEÑA (PP)**

Partículas de relleno inorgánico de un tamaño de .05 a 3  $\mu\text{m}$  un total de 80-90% en peso y 65-77% en volumen <sup>8</sup> con una distribución muy amplia.

El elemento principal de relleno son las partículas trituradas las cuales se encuentran revistadas de silano, en un 5% contiene sílice coloidal para que la viscosidad sea la optima para su utilización clínica.<sup>8</sup>

Estas resinas tienen mejores propiedades físicas y mecánicas que las anteriores, así como una superficie suave, un desgaste y contracción al polimerizar menor. El contenido de metales pesados hacen que sean radiopacas y a su vez hace que con el paso del tiempo se desgasten por lo cual con el paso del tiempo se deterioran.

Están indicadas en lugares con gran tensión y propensas a la abrasión como en restauraciones clase IV, su pulido llega a ser bueno pero no se compara con las de microrrelleno.

## NANORRELLENO.

### Antecedentes

“La nanotecnología nos brinda la capacidad de diseñar materiales con características totalmente nuevas.

Un nanómetro es  $1/1,000,000,000$  (una billonésima parte) de un metro o  $1/1000$  de una micra. Esto es aproximadamente 10 veces el diámetro de un átomo de nitrógeno o  $1/80,000$  de un cabello humano. Con frecuencia, la nanotecnología se usa para describir investigaciones o productos en donde las dimensiones de los componentes críticos se encuentran en un rango de 0.1 a 100 nanómetros. La nanotecnología puede utilizarse para lograr que los productos sean más ligeros, más fuertes, más baratos y más exactos.<sup>11</sup>

La nanorresina contiene una exclusiva combinación de nanopartículas y *nanoclusters*. Las nanopartículas son partículas individuales no aglomeradas y no agregadas de 20 nm. Los rellenos de *nanoclusters* son aglomerados de partículas nanométricas con uniones holgadas. Los aglomerados actúan como una sola unidad permitiendo una alta carga de relleno y alta resistencia.<sup>11</sup>

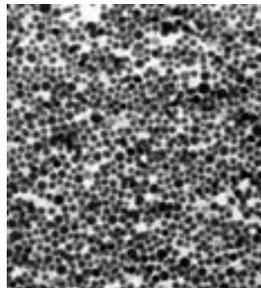


Fig. 1.2 Nanoclusters

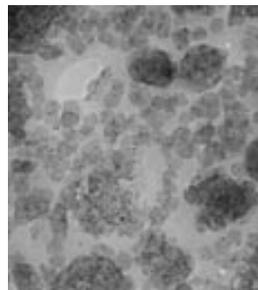


Fig.1.1 Nanoparticul

Los microrrellenos tradicionales están hechos de sílice pirógena con un tamaño promedio de partícula de 40 nm. Normalmente, las partículas tienden a conglomerarse (el grado de agregación varía dependiendo del relleno que se use en el producto de microrrelleno). Una mayor división de cualquier tipo de partículas agregadas en entidades más chicas no sólo es muy difícil, sino casi imposible de lograr. La estructura de las resinas de microrrelleno resulta en una carga relativamente menor de relleno. La mayoría de los fabricantes añade partículas de resina prepolimerizadas para aumentar dicha carga. Este relleno prepolimerizado se produce al agregar sílice pirógena a la resina. La mezcla es polimerizada y luego molida para formar partículas más pequeñas. Posteriormente, estas partículas se añaden a más resina y relleno de sílice. Incluso utilizando este proceso, las resinas de microrrelleno tienen mucho menos carga que las resinas híbridas, y por lo tanto menos resistencia. Adicionalmente, los grupos residuales de metacrilato unen a las partículas prepolimerizadas a la matriz de resina. Durante la polimerización del relleno prepolimerizado la reacción se lleva casi hasta su totalidad. En consecuencia, la unión de las partículas de relleno prepolimerizadas a la resina es más débil de lo deseable y con frecuencia se observa una ruptura en esta interfase. Las resinas de microrrelleno que contienen únicamente relleno de sílice no son radiopacas. Estas propiedades han limitado la utilidad de las resinas de microrrelleno, especialmente en el área de posteriores.<sup>11</sup>

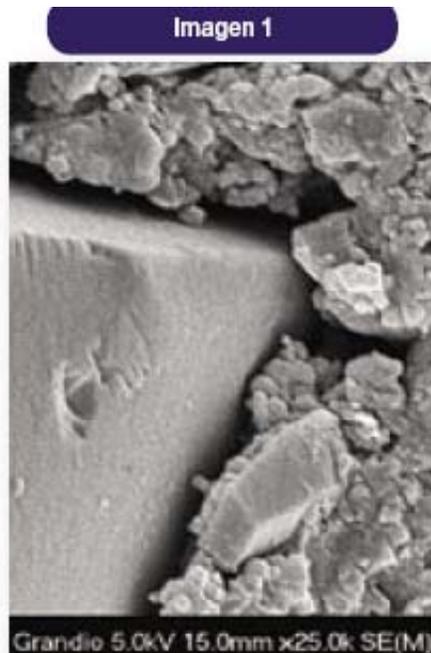


Fig. 1.3 Partícula Resina Híbrida.

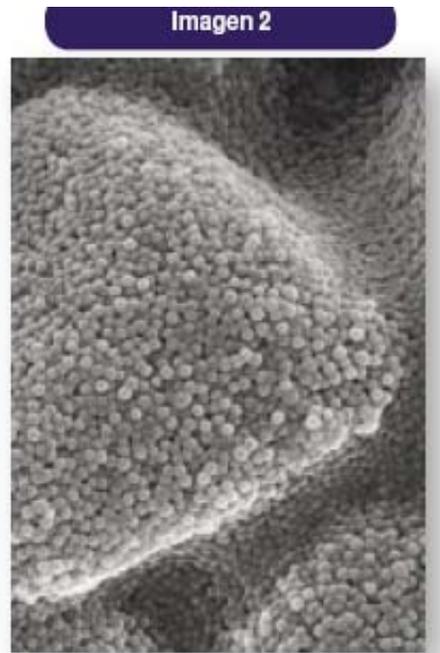


Fig. 1.4 Partícula Resina Nonorrelleno.

Estas microfotografías de microscopía electrónica de barrido muestran la diferencia en el tamaño de las partículas de relleno de las resinas híbridas convencionales y el nanorrelleno<sup>11</sup>

Las partículas relativamente más grandes del relleno de la resina híbrida permiten una mayor carga de relleno, lo cual incrementa la fuerza de la resina. Desde que se incorporó el relleno de zirconia/sílica en el restaurador

Las nanopartículas son partículas individuales, no aglomeradas y no agregadas de 75nm. Los nanoclusters son aglomerados de partículas nanométricas de 5 y 20 nm que actúan como una sola unidad permitiendo una alta carga de relleno, resistencia y un a excelente retención de pulido. Los microrrellenos tradicionales están hechos de sílice con un tamaño promedio de partícula de 40nm. Normalmente, las partículas tienden a aglomerarse. Una mayor división de cualquier tipo de partículas agregadas en entidades más chicas no sólo es muy difícil sino casi imposible de lograr.

La estructura de las resinas de microrrelleno no resulta en una carga relativamente menor de relleno. La mayoría de los fabricantes añade partículas de resina prepolimerizadas para aumentar dicha carga. Este relleno se produce al agregar sílice pirógena a la resina. La mezcla es polimerizada y luego molida para formar partículas más pequeñas. Posteriormente, estas partículas se añaden a más resina y relleno de sílice. Incluso utilizando este proceso, las resinas de microrrelleno tienen mucho menos carga que las resinas híbridas, y por lo tanto menos resistencia.

Las resinas híbridas y microhíbridas contienen partículas con un amplio rango de tamaños. Con la inclusión de partículas de diferentes tamaños puede lograrse una mayor carga de relleno y su consiguiente alta resistencia. Aunque es posible que contengan una pequeña porción de partículas de tamaño nanométrico, también contienen una cantidad de partículas de relleno más grandes, lo cual tiene un impacto directo en las propiedades ópticas de estas resinas y resulta perjudicial para la retención del pulido. El tamaño promedio de las partículas de las resinas híbridas y microhíbridas normalmente es menor de 1 micra, pero mayor que 0.4 micras. Como se puede observar en las microfotografías MEB de abajo, el rango superior del tamaño de las partículas puede excederse más allá de 1 micra.

Las resinas de microrrelleno han demostrado su capacidad de retención del pulido (reflectancia de la superficie) con el paso del tiempo. Conforme la superficie de una resina de microrrelleno se erosiona, las partículas primarias del relleno (partículas de sílice de 40 nm) se pierden a una velocidad similar a la de la resina que las rodea. No obstante, debido a que las partículas de relleno prepolimerizadas son ligeramente más fuertes que la matriz de resina, la resina compuesta en general no es muy resistente a la fractura.

Las resinas compuestas se rigen bajo la siguiente norma<sup>20</sup>

## **NO.27 ASOCIACIÓN DENTAL AMERICANA**

Las clasifican en dos clases.

**Clase A:** Material recomendado por el fabricante para usarse en restauraciones que involucran caras oclusales.

**Clase B:** Material recomendado para todos los demás usos.

**Tipo I:** Reacción química o quimicopolimerizable.

**Tipo II:** Activación por energía externa de la luz azul o fotopolimerizables, también se incluyen las que se activan por ambos medios, auto y fotopolimerizables conocidos como duales.

La composición del material que se utilizó en la presente investigación es el siguiente:

Filtek™ Z350 de 3M ESPE es una resina con partícula nanométrica activada por luz visible, diseñada para restauraciones directas en dientes anteriores y posteriores. El restaurador universal Filtek Z350 contiene la misma nanotecnología exclusiva y patentada utilizada en la formulación del Restaurador Universal Filtek™ Supreme de 3M ESPE.<sup>10</sup>

Para que las resinas compuestas fotopolimerizables inicien el proceso de polimerización se necesita de una fuente de luz azul con una longitud de onda de 440 – 840  $\mu\text{m}$ . Para lo cual se cuenta con diversas unidades de curado:

- Lámparas halógenas.
- Lámparas de arco de plasma.
- Dispositivos Láser.
- Lámparas LED

En la presente investigación solo abordaremos las lámparas de luz LED (Luz emitida por diodos).

Desarrollada en los últimos años emiten luz visible que va de los 440 a 480nm , son lámparas luminiscentes las cuales por el movimiento de los electrones en un semiconductor iluminan. Esta radiación es de banda estrecha y esta próxima al espectro de luz ultravioleta visible o infrarojo. La luz LED requiere una corriente eléctrica pequeña común voltaje bajo esto permite la fabricación de unidades con baterías.

Constan de un diodo que emite luz llamado diodo semiconductor el cual va a operar en dirección a una corriente. Un extremo negativo conectado a la capa de tipo “n” fuente y otro extremo positivo “p” conectado a un ánodo así el los electrones fluyen por el semiconductor y durante la recombinación los electrones desde la fuente “n” con los huecos que existe en el ánodo “p” la diferencia de energía se libera como fotones (luz).<sup>9</sup>

La canforquinona (dicena) que es un iniciador en las resinas fotocurables absorbe la luz en un espectro de 400 a 500nm aproximadamente se dice que su absorción máxima será de 470 nm de esta manera la descomposición inducida por la luz LED es acelerada por la presencia de aminas terciarias, diacetona-amina estos materiales se encuentran como

agentes activadores en las resinas fotocurables, por ello la luz LED (azul) polimerizará mejor este material en pequeñas cantidades de 2mm aproximadamente, sin embargo se han introducido materiales que absorben un rango mayor de luz por lo cuál se debe tener cuidado al momento de elegir la luz para polimerizar ya que de lo contrario esta no será la óptima.

Otras consideraciones que se deben tomar en cuenta al momento de polimerizar es la distancia entre la punta de la lámpara y el material a polimerizar, puntas sucias, el tiempo de exposición del material.

Un fotocurado excesivo aumentará la contracción del material.

Las lámparas de luz LED emite la luz azul sin necesidad de atravesar filtros, no generan calor y son silenciosas debido a que no necesitan de ventiladores<sup>1</sup>

Debe tomarse en cuenta que toda lámpara de polimerizado disminuye su calidad con el uso continuo además que la cantidad de luz no será la misma en todas las zonas de la punta. Así como que el éxito del tratamiento con restauraciones de resina compuesta depende en gran medida de la manipulación correcta del material por parte del clínico.

## LED (LUZ EMITIDA POR DIODOS)

Luz emitida por diodos, no produce una luz visible por el calentamiento de filamentos metálicos, pero presenta efectos quatum-mecánicos. Básicamente esta tecnología corresponde a una combinación de dos diferentes semiconductores n-doped y p-doped. Por sus siglas en inglés n-doped carga y lubricación negativa y p-doped carga y lubricación positiva. Los n-doped semiconductores tienen un exceso de electrones y los p-doped semiconductores tienen una necesidad de electrones.<sup>2</sup>

Cuando ambos tipos de semiconductores son combinados y un voltaje es ampliado los electrones de material n-doped y los agujeros del p-doped son conectados.<sup>4</sup>

Estructura de un LED (from Scientific American, 2, 63-67(2001))

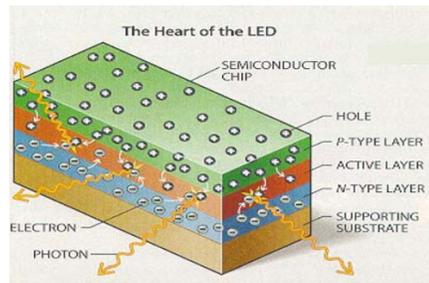


Fig. 1.5 Estructura del LED

Como resultado de la característica del diodo se genera una luz con una específica longitud de onda.

El color de una luz LED es su característica más importante y es determinada por la composición química de la combinación de los semiconductores. Los semiconductores son caracterizados por " brecha de banda".

Esta " brecha de banda" es directamente utilizada para la producción de luz. Cuando estos semiconductores combinan una alta energía hacia un bajo nivel de energía, la diferencia de energía de esta banda abierta se libera en forma de un fotón. <sup>(1)</sup>

En comparación con las lámparas convencionales, la luz producida por LED genera un angosto espectro de distribución. Esa es la principal diferencia entre la halógena y la LED, la LED solo produce longitud de onda en el rango deseado.

Consecuentemente este método innovador de producir luz es mucho más eficiente de convertir la energía eléctrica a luz azul. <sup>(1)</sup>

## **CONTRACCIÓN**

Los composites tienen un tiempo de vida limitada por la contracción que sufren al momento de ser polimerizados. La contracción puede hacer que aparezcan microfiltraciones en los márgenes, lo que tiene como consecuencia un aumento de la sensibilidad del diente.<sup>13</sup>

Para minimizar este cambio dimensional en las restauraciones se recomienda colocar el material en finas capas 2mm y polimerizando cada una de ellas, lo cuál permite que cada capa se contraiga en un porcentaje mínimo antes de aplicar las capas siguientes. <sup>1 8</sup>

## ADHESIÓN

Adhesión: del latín Adhaesio, adhaesionis que significa adherencia, unión. <sup>18</sup>

Se da cuando dos sustancias diferentes, al ponerse en contacto, se unen íntimamente debido a fuerzas de atracción sobre ellas. <sup>17</sup>

Existen adhesiones de tipo químico y mecánico.

**Adhesión Química:** El adhesivo y el adherente experimentan una interacción química en su superficie de contacto.

Quelación: Es una reacción química que permite adhesión<sup>18</sup> por medio de moléculas (Quelantes) con iones metálicos, que forman entre ellos una estructura estable llamada quelato.<sup>1</sup> Posee enlaces de dos tipos primarios y secundarios.

### **Adhesión Mecánica:**

Surge cuando un material adhesivo se adhiere por fuerzas de Van der Waals, tanto al material restaurador (adherente) como a la estructura que fija. El adhesivo de consistencia fluida al endurecer queda atrapa entre las irregularidades de los adherentes y evita que se separen.<sup>21</sup>

## **Adhesión en Odontología**

El proceso de adhesión es de suma importancia ya que se crea una retención fuerte del composite en la superficie dental en especial en los márgenes del área que se ha aplicado. El material adhesivo debe eliminar la microfiltración en el margen. <sup>18</sup>

El adhesivo dentinario debe tener las siguientes características:<sup>7</sup>

- a) Viscosidad: Baja cuando se aplica de manera que sea capaz de adaptarse y penetrar de manera rápida dentro de las superficies irregulares.
- b) Contracción de fraguado: Usualmente el proceso de endurecimiento involucra una contracción.
- c) Espesor del adhesivo: La capa deberá de ser delgada de lo contrario la unión será débil.
- d) Tensión superficial: Deberá ser muy baja.

El substrato deberá mantenerse limpio de lo contrario afectara el adhesivo, la superficie tendrá que ser lisa ya que las rugosas hacen que el espesor de película sea más grueso<sup>7</sup>

La capa híbrida, de interpretación o zona de interdifusión al parecer es el sitio primario de adhesión dentinaria. Los sistemas hidrófilos pueden penetrar la dentina acondicionada, para que esta capa sea efectiva requiere que la matriz de colágeno restante en la dentina intertubular descalcificada no colapse. Los sistemas hidrófilo parecen mantener el enrejado de colágeno abierto mientras lo penetran.<sup>7</sup>

### **Primera Generación 1980**

**Unión Propuesta:** Unión química de NPG-GMA el calcio, Cianoacrílicos al colágeno.

**Productos:** Cervident (SS White), Creation Bond (Dent-Mat)

**Resistencia MPa:** 2-3

### **Segunda Generación 1980-87**

**Unión Propuesta:** Unión química de Ésteres clorofosforosos al calcio Isocianatos al colágeno.

**Productos:** Scotchbond (3M), Universal Bond (Caulk), Dentón Bonding Agent (J & J), Dentón Adhesit (Ivoclar).

**Resistencia MPa:** 5-13

### **Tercera Generación 1986-9**

**Unión Propuesta:** Múltiples pasos, tratamiento ácido de la dentina y unión química, usando NPG-PMDM 4-META HEMA Oxalatos.

**Productos:** All-Bond (Bisco), C&B Meta-Bond (Parkell), Clarfil Bond (J.Morita), Gluma (Bayer), Miragae Bond (Chameleon), Scotchbond 2 (3M), Tenure (Dent-Mat).

**Resistencia MPa:** 3-18

### **Cuarta Generación 1991-97**

**Unión Propuesta: Fotocurado** Optibond FL (Sybron / Kerr), Prime and Bond (Caulk), Scotchbond Multipurpose (3M), Syntac (Ivoclar / Vivadent).

**Todo Propósito** All Bond 2 (Bisco), Bond It (Jeneric/Penaron), Imperva Bond (Shofu), Optibond (Sybrond/Kerr), Scotchbond Multipurpose Plus (3M).

**Resistencia MPa:** 14-27

**Quinta Generación 1998-99**

**Unión Propuesta:** Un solo componente, unión húmeda, no se mezcla, no hay sensibilidad.

**Productos:** Syntac Single Component (Vivadent), Bond I (Jeneric/Penaron), One Step (Bisco),, OptiBond Solo (Kerr), Tenure Quick F (Den-Mat), Prime and Bond 2,1 (Dentsply/Caulk), One Coat Bond (Coltene/Whaledent).

**Sexta Generación 2000-1**

**Unión Propuesta:** Dos componentes, no se hace grabado ácido y se usa un imprimador ácido, agua como solvente.

**Productos:** ClearfilmSE Bond (Kuraray América), Prompt L-Pop (ESPE América).

## **OBJETIVOS**

### **General**

Valorar la microfiltración que existe en una restauración de una resina de nanorrelleno utilizando luz emitida por diodos con dos diferentes potencias.

### **Específicos**

- 1.-valorar el grado de microfiltración de una resina de nanorrelleno (Z350 3MESPE) utilizando una lámpara de luz LED de 800 mW/cm<sup>2</sup> ..
- 2.- Medir el grado de microfiltración de una resina de nanorrelleno (Z350) utilizando una lámpara de luz LED de 400 mW/cm<sup>2</sup>
- 3.- Comparar los resultados obtenidos.

### **Hipótesis**

El grado de microfiltración en las restauraciones polimerizadas con lámpara de 400mW/cm<sup>2</sup> durante 40 segundos será mayor que el de las restauraciones donde se emplearon 800mW/cm<sup>2</sup> durante 20 segundos.

### **Hipótesis Nula**

El grado de microfiltración en las restauraciones polimerizadas con lámpara de 400mW/cm<sup>2</sup> durante 40 segundos será menor que el de las restauraciones donde se emplearon 800mW/cm<sup>2</sup> durante 20 segundos.

## **JUSTIFICACIÓN**

Por lo anterior en el presente estudio nos hemos planteado analizar la microfiltración como resultado de dos tiempos de polimerizado y dos potencias de luz LED en una resina de nanorrelleno cuyas indicaciones del fabricante es polimerizar durante 20 segundos con una lámpara de 800mw/cm<sup>2</sup>. Así como indicar la importancia de la utilización de unidades de curado adecuadas.

## **METODOLOGÍA**

### **Criterios de Inclusión**

- 1.- Dientes extraídos humanos anteriores y posteriores.
- 2.- Corona clínica casi integra y sin caries.
- 3.- Cavidades de aproximadamente 4 x 4 mm.
4. Dientes preparados con cavidades de 4x4mm y obturados con resina.

### **Criterios de exclusión**

Todos aquellos que no reúnan los requisitos de los criterios de inclusión

### **Variable Dependiente**

- 1.- Tiempo de exposición de fotocurado.
- 2.- Número de capas colocadas de adhesivo.
- 3.- Tamaño de la cavidad.
- 4.- Tiempo de grabado ácido.

### **Variable independiente**

- 1.- Porcentaje del ácido grabador.
- 2.- Potencia de luz de las lámparas de fotopolimerización.
- 3.- Composición química de los adhesivos y resinas.

## Material y Equipo

- 20 Dientes naturales extraídos anteriores y premolares.
- Cronómetro Sper Scientific.
- Radiómetro de curado 27-1 A Demetron Research Corp. Mod. 100
- Resina Flitek Z350.
- Ácido grabador Total Each.
- Adhesivo Single Bond 2
- Loseta de vidrio.
- Pinceles.
- Espátula de resinas.
- Pinzas de curación.
- Fresas de diamante punta de lápiz, carburo 1556 y 556, bola 5, cono invertido
- Lentes de protección para lámpara de fotocurado.
- Lámpara de fotocurado LED ELIPAR Free Light 2 3M ESPE con longitud de onda 430-480nm, intensidad de luz 1000m aproximadamente W/cm<sup>2</sup>, opciones de curado de 5,10,15 y 20 segundos. Guía de luz maxifibra diámetro 13mm
- Lámpara de fotocurado LED ELIPAR Free Light.
- Reglas plásticas 30cm.
- Acrílico.
- Recortadora GILLINS HAMCO.
- Microscopio.
- Platinas Metálicas.
- Discos Sof-Lex
- Paralelizador



Fig.1.6 Material Empleado.

## Muestreo

El universo de trabajo se explica en la tabla siguiente.

Lámpara 400mW/cm <sup>2</sup> 10 muestras. 40 segundos.	Lámpara 800mW/cm <sup>2</sup> 10 muestras. 20 segundos.	Total 20 muestras.
--	--	-----------------------

## Método

### Preparación de cavidades clase II y V

1.-Se realizaron con fresas de diamante punta de lápiz y carburo  
·No.556, 33 cono invertido para las clases II y fresas de bola del  
No. 5 de diamante y carburo para clases I a alta velocidad con  
irrigación cambiando las fresa cada 5 cavidades para ambas  
clases teniendo como medidas 4mm de ancho, 4mm de largo y  
4mm de profundidad.



Fig. 1.7 y 1.8 Realización de Cavidades con pieza de alta velocidad.

## Acondicionamiento de las superficies del diente

2.- Se coloca ácido grabador durante 15 segundos y se lava con agua a presión.



Fig. 1.9 Ácido grabador empleado.



Fig. 2 Cronómetro Científico.

3.- Se comprueba la potencia de la lámpara con radiómetro de curado.



Fig. 2.1 y 2.2 Radiómetro de curado.

Radiómetro de curado

Lámpara Free Light 1 400nm

Lámpara Free Light 2 800nm

4.- Se coloca adhesivo con pincel y se polimeriza durante 10 segundos.



Fig. 2.3 2.4 y 2.5 Sistema adhesivo empleado.

## Obturación

5.- Se coloca el material restaurador en tres capas de 2mm de forma oblicua y se polimeriza durante 40 segundos con lámpara de 400 mW/cm<sup>2</sup> y 20 segundos con lámpara de 800 mW/cm<sup>2</sup>.



Fig. 2.6 Resina Utilizada.



Fig.2.7 Obturación



Fig. 2.8. Polimerización

6.- Se pulen las restauraciones con discos Sof-Lex.

## Preparación para la tinción

7.- Se coloca esmalte para uñas en todo el diente dejando 2mm como limitante entre la restauración.

8.- Se colocan en gradillas e inyecta azul de metileno al 2% dejando las piezas sumergidas durante 24 horas.



Fig. 2.9 Gradilla con azul de metileno.

9.- Se sacan de las rejillas y se lavan perfectamente con agua para quitar el azul de metileno adherido.

## Preparación para ser seccionados.

10.- Se montan los dientes en reglas ferulizados con resina acrílica.de forma paralela al disco de la cortadora



Fig.3 Piezas montadas.

11.- Se seccionan con disco de diamante en sentido longitudinal.



Fig.3.1, 3.2 y 3.3 Piezas siendo recortadas por el disco de diamante.



Fig. 3.4 Piezas recortadas.

12.- Se liberan de la regla las piezas dentarias y se colocan en una platina de metal fijada con plastilina y paralelizada con un paralelizador (Fig.4.2) posteriormente se observan y se mide milímetros la penetración del azul de metileno sobre la interface restauración-diente.



Fig.3.5 Colocación en plastilina



3.6 Paralelizador



3.7 Microscopio empleado

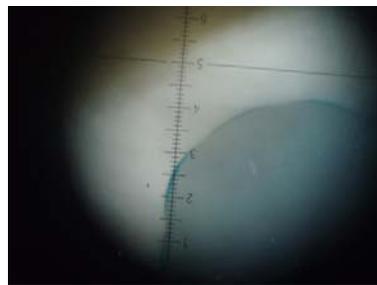
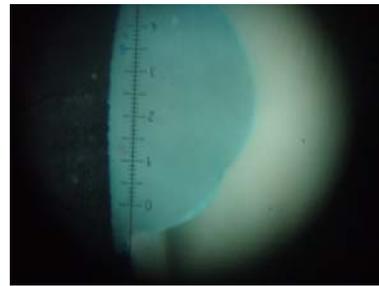
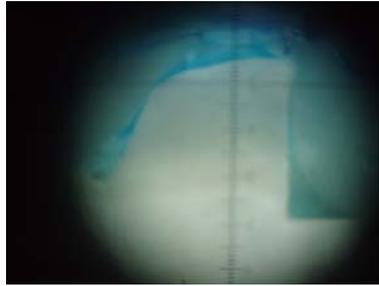
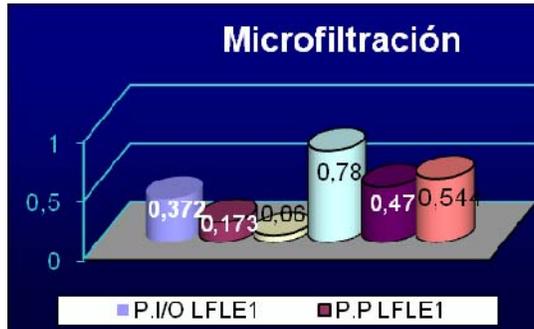


Fig. 3.8, 3.9, y 4 Fotografías en el microscopio.

## RESULTADOS

Los resultados fueron analizados con ANOVA de una vía y se compararon con la prueba Tukey.



Como se muestran en las graficas el grupo que presento menor microfiltración fue el de la pared cervical fotopolimerizado con Elipar free ligh 1 con un promedio de 0.06mm y una desviación standard de 0.19 a una  $p = 0.292$ , seguido del grupo de la pared pulpar con un promedio de 0.173 mm y una desviación standard de 0.376, en tercer lugar fue el grupo de la pared incisal con un promedio de microfiltración de 0.372mm también curado con free ligh 1 con una desviación standard de 0.526, en cuarto quinto y sexto lugar fueron grupo de pared pulpar presento un promedio de 0.47mm y una desviación standard de 0.702, mientras que la pared cervical presento un promedio de 0.544mm y una desviación standar de 0.867, y el grupo de la pared incisal cuyo promedio fue de 0.780mm y una desviación standard de 0.831 curados con Elipar free ligh 2 .

En la comparación de grupos con la prueba de tukey no se encontraron diferencias estadísticamente significativas, porque los valores promedios de los grupos tratados no son lo bastante grandes para excluir la posibilidad de una variabilidad aleatoria, a una  $P=0.15$

## **CONCLUSIONES**

De acuerdo a los resultados obtenidos en esta investigación se concluye que la polimerización de las resinas de manera rápida nos dará como resultado una mayor contracción y por tanto la microfiltración será mayor que cuando se utiliza un polimerizado lento en donde la contracción es menor y así mismo disminuye el grado de microfiltración que sufrirá la restauración.

La contracción en las resinas no puede evitarse lo que podemos hacer es disminuirla al emplear tiempos cortos de polimerizado junto con la técnica de obturación en capas de máximo 2mm para ayudar a reducirla y al mismo tiempo microfiltración de las restauraciones. No obstante se sugiere hacer investigaciones y desarrollar técnicas de aplicación y curado de resinas que permitan la disminución de microfiltración.

## **BIBLIOGRAFIA.**

Dr.Cova Natera J.L. Biomateriales Dentales.1ª.Ed.Colombia:Editorial AMOLCA S.A.de C.V, 2004. Pp 233-275

Schmidseder J. Atlas de Odontología Estética. 1ª. Ed. Barcelona,España: 1999,Editorial Masson. Pp: 87-85,95-96,101-102

Kenneth J,Anusavice PHILLIPS. Ciencia de los Materiales Dentales. 11ª Ed. España, Editorial Elsevier, 2004. Pp: 400-408.

[http://www.multimedia.com/mws/mediawebserver.](http://www.multimedia.com/mws/mediawebserver)

Norma de la ANSI/ADA Specification No.27 for Resin-Based Filling Materials, American National Estándar/American Dental Association,1993, Chicago,IL; U.S.A. Pp: 1-36

3M<http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/>

<http://odontologia-online.com>

Macchi R.L. Materiales Dentales. 3ª. Ed. Editorial Médica Panamericana, 2000. Pp: 157-184.

Guzman Baez J. Biomateriales Odontológicos de uso Clínico. 1ª.Ed. Bogota: Eco Ediciones 2003. Pp: 28-31, 227-231.

Barceló Santana H, Palma Caldero J.M. Materiales Dentales Conocimientos Básicos. 2ª. Ed. México, Editorial: Trillas, 2004. P:p 35-36

Bottino M.A. Estética en Rehabilitación Oral Metal Free. Ed.1ª.Latinoamerica Editorial: Artes Médicas, 2001. Pp: 335-339

Goldstein R.E. Odontología Estética. Vol.1 1ª. Ed, Editorial: Ars Médica. 2002. Pp: 302-329.

<http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?666666UuZjcFSLXT>

Craig R,G. Restorative dental materials. 6a. Editorial The CV Mosby Co: U.S.A 1980, Pp: 244-271