



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

PROFUNDIDAD DE CURADO DE
RESINAS DE NANORELLENO
POLIMERIZANDO A TRAVÉS DE
TEJIDO DENTARIO

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A :

PETRA ALEJANDRO HERNÁNDEZ

DIRECTOR: DR. JORGE GUERRERO IBARRA

1680
[Handwritten signature]



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.

AGRADECIMIENTOS

Al Dr. Jorge Guerrero Ibarra por su dirección, apoyo, experiencia, conocimiento, paciencia y confianza.

A todos los profesores que contribuyeron en mi formación profesional a lo largo de la carrera y fomentaron en mi el entusiasmo para continuar con mi vida profesional.

A todas aquellas personas que me impulsaron a continuar esta difícil tarea.

DEDICATORIA

A mis padres:

Por haber creído y por su apoyo incondicional, por enseñarme a confiar en mí; y por su ejemplo de fortaleza. Con mucho cariño para ustedes.

A ti:

Por haberme dado la oportunidad de vivir grandes momentos y enseñarme a valorar lo que tengo, muchas gracias.

A mis hermanos:

Por todo el cariño y apoyo que me han dado a lo largo de esta vida, para ustedes: Gregorio, Cris, Faustino, J. Juan, Lupe, e Isabel.

Adriana:

Por ser mi amiga, compartir y apoyarme todo este tiempo, espero que sean muchos años más.

A todos mis amigos por todos los momentos agradables, que pasamos juntos, a pesar del tiempo y la distancia, todos forman parte de mi vida. Mariana, Nelly, Tania, Ana, Dulce, Zora, Uc, Judith, Fany, Laura, Karen, Andrea, Karina.

ÍNDICE

| | |
|------------------------------------|----|
| RESUMEN | 1 |
| INTRODUCCIÓN | 2 |
| ANTECEDENTES | 3 |
| CAPÍTULO I | |
| RESINAS DE NANORELLENO | |
| 1.1. Material de relleno | 15 |
| 1.2. Sistema de resina | 17 |
| 1.3. Sistema de tonos | 18 |
| CAPÍTULO II | |
| PROFUNDIDAD DE CURADO | |
| 2.1. Profundidad de curado | 19 |
| 2.2. Contracción de polimerización | 21 |
| CAPÍTULO III | |
| ESMALTE Y DENTINA | |
| 3.1. Esmalte | 23 |
| 3.2. Dentina | 24 |
| PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA | 25 |
| JUSTIFICACIÓN | 26 |
| OBJETIVO GENERAL | 27 |
| OBJETIVOS ESPECÍFICOS | 27 |
| HIPÓTESIS | 28 |
| METODOLOGÍA | 29 |
| MATERIAL | 29 |

| | |
|--------------|----|
| EQUIPO | 29 |
| MUESTREO | 30 |
| MÉTODO | 30 |
| RESULTADOS | 34 |
| DISCUSIÓN | 36 |
| CONCLUSIONES | 37 |
| BIBLIOGRAFÍA | 38 |

RESUMEN

El presente trabajo muestra la comparación de dos tipos de fuentes de luz, LED y Halógeno; para la polimerización de la resina de nanorelleno Filtek Supreme A3B, a través de tejido dentario. Se utilizaron dientes recién extraídos, de los que se obtuvieron cortes con diferentes espesores; 1mm, 1.5 y 2mm de esmalte y dentina, para polimerizar éstos con cada una de las fuentes de luz. Para valorar la profundidad de curado. Posteriormente los datos se sometieron a un tratamiento estadístico ANOVA; se sacaron medias para determinar la profundidad de curado con cada una de las lámparas.

INTRODUCCIÓN

Cada vez que aparecen materiales restauradores, pensamos en aquellos que nos puedan proporcionar propiedades físicas y mecánicas adecuadas a las piezas dentales, que sean accesibles para los pacientes y brinden una mayor estética. Es por eso que continuamente surgen materiales que nos dan la posibilidad, de ofrecer mayor calidad restauradora a nuestros pacientes. Uno de estos materiales novedosos es la resina de nanorelleno que nos brinda mejores propiedades físicas y mecánicas en comparación con las resinas utilizadas hasta el momento, la innovación en el tamaño de su partícula le permiten ofrecer dichas mejorías.

Por otra parte las Lámparas han evolucionando también, por ejemplo, la lámpara LED (Luz emitida por diodos), desde que surgió, aproximadamente en los años 90's causo gran revuelo; para la polimerización de materiales dentales. Pero tal parece que aún no puede superar a las lámparas convencionales de halógeno.

Probablemente surjan en el futuro nuevas generaciones de LED que puedan desplazar a las de halógeno, ya que estas últimas tienen varios inconvenientes, que bien podrían ser superadas por las lámparas LED.

ANTECEDENTES

Resinas para restauración

En 1938 Canstan inventó las resinas epoxicas, base de los compuestos actuales. S.A. Leader, en Inglaterra, presentó una técnica de aplicación gradual por capas que incluían una resina acrílica autopolimerizable. También en Inglaterra la compañía ICI inventó los catalizadores fotopolimerizables a base de aminas alfa-dicetona.⁶

En 1950 aparecieron los materiales de relleno acrílicos que contenían un relleno de vidrio de silicato de aluminio. El vidrio de silicato recibía previamente una cubierta de polímero (o tratamiento a base de silano). Aunque este proceso mejoró las propiedades físicas del material, éste seguía siendo difícil de manipular.

En 1962 Rafael Bowen, sintetizó una nueva resina, un dimetacrilato (2,2-bis [4{2-hidroxi-3 metacriloxi-propiloxi-fenil}]-propano, conocido como Bis-GMA). El Bis-GMA es un producto de la reacción del bisfenol A y un glicidil metacrilato.⁶

Las primeras resinas se caracterizaron por poseer una partícula de 8-10 micrones (macropartícula). Las resinas de Bis-GMA polimerizan por adición de la misma manera que el metilmetacrilato con la consiguiente producción de polímeros de cadena larga, con la diferencia que es capaz de entrecruzar estas cadenas para producir una estructura sólida. Además de una menor contracción durante la polimerización, que las de metilmetacrilato.²

Resinas Autopolimerizables

El agente iniciador de las resinas autopolimerizables es el peróxido de benzoilo que reacciona con 2% de la amina terciaria aromática para formar los radicales libres. La distribución comercial de dichos productos se realiza comúnmente en dos pastas, una contiene el iniciador y otra que contiene el activador; que al ser mezcladas se produce el proceso normal de polimerización por adición,² al realizar la espátulación, el producto final es molecularmente heterogéneo.

Además el aire incorporado durante la mezcla debilita la resina y el oxígeno inhibe la polimerización y hay inestabilidad en su color, una vez que algunos tipos de aminas terciarias aromáticas son compuestos muy reactivos, o sea, son fuertes donadores de electrones y reaccionan fácilmente para formar interacciones químicas complejas, lo que puede llevar a una decoloración intrínseca. Las aminas terciarias también son utilizadas en los sistemas de fotopolimerización, pero en menores concentraciones (menos de 0.4%) comparados con los sistemas de autopolimerizables (2%).¹

Se han clasificado las resinas de diferentes maneras a través del tiempo, de tal manera que pueden ser:

Clasificación cronológica:

Primera generación: Macropartícula.

Segunda generación: Micropartícula.

Tercera generación: Partículas Híbridas.

Cuarta generación: Técnica indirecta.

Una segunda forma de clasificación es, por la forma en que se efectúa la polimerización, según ADA. No 27:

- I. Resinas compuestas con iniciadores y activadores químicos: polimerización química.
- II. Resinas compuestas que requieren una energía radiante: luz visible.

Una tercera forma de clasificarlas es por su composición polimérica:

Resinas compuestas de Bis-GMA

Resina compuesta de Bis-GMA modificadas

Resinas compuestas de uretanos diacrilatos

Resinas compuestas de ciano-acrilatos.

Una cuarta forma de clasificarlas es de acuerdo con su forma, tamaño y distribución de sus partículas, según Lutz-Phillips:

Resinas compuestas tradicionales. Macropartículas.

Micropartícula homogénea

Híbridos.

Micropartícula heterogénea. Partículas prepolimerizadas.

Micropartícula heterogénea. Partícula esférica prepolimerizada.

Micropartícula heterogénea. Complejo de Micropartícula aglomerada.⁵

Resinas de Macropartícula

Las resinas de macropartícula son denominadas así debido al tamaño de las partículas, que varían de 15 a 100 micrómetros (μm), por lo que también son conocidas como resinas tradicionales o convencionales. Las partículas de carga más utilizadas son cuarzo inorgánico o cristal de estroncio o bario que, a pesar de variar de tamaño de 5 a 12 μm , pueden presentarse esporádicamente con tamaños de hasta 100 μm . El cuarzo que era muy utilizado en las primeras resinas, fue sustituido pues, aunque

de excelente estética y durabilidad, carece de radiopacidad, siendo menor que la de la dentina.

La radiopacidad es una exigencia actual y puede ser obtenida fácilmente con vidrios radiopacos tales como el vidrio de estroncio (densidad de 2.44g/cc) y vidrio de bario (3.4g/cc). Otro factor importante es que por más densos que otras partículas de carga los vidrios, principalmente los de bario, aumentan sustancialmente el contenido de carga por peso y son molidos con mayor facilidad.

Las resinas de macropartícula son difíciles de pulir, pues hay un desgaste preferencial de a matriz resinosa propiciando una prominencia de las grandes partículas de carga más resistentes. La rugosidad también ocurre con más facilidad, una vez que la partícula se desprende ocasiona la formación de grietas, hechos que influyen sobremanera en el brillo superficial y en la susceptibilidad a las manchas, debido a la facilidad de retención de manchas.

Resinas de micropartícula

Las resinas de micropartícula surgen, a finales de la década de 1970, debido a que las resinas de macropartícula tienen pulimiento reducido. Las micropartículas son hechas de sílica pirogénica (ceniza) o sílica coloidal, y son aproximadamente 300 veces menor que una partícula de cuarzo de resina compuesta tradicional, siendo por lo tanto del orden de, por lo tanto de 0.04µm.

Así las micropartículas son obtenidas a través de la ceniza de humo proveniente de la quema del dióxido de silicón (sílica pirogénica) o a través de la adición de partículas coloidales de silicato de sodio al agua y al ácido clorhídrico (sílica coloidal). Esas micropartículas son añadidas a

la matriz resinosa en forma de aglomerados a través de procesos de sinterización, precipitación, condensación o silanización. Los aglomerados son incorporados a la matriz, proporcionando una incorporación de más de 70% o más de carga en peso. La resina entonces es polimerizada en bloque, congelada y molida en partículas que pueden variar de tamaño de 1 a 100 μm , pero oscilando en media entre 20 y 60 μm . estas partículas son llamadas partículas prepolimerizadas y son por fin, añadidas a la resina no polimerizada que ya contiene micropartículas (homogénea), resultando en un producto final con alto contenido de carga ($\pm 80\%$ en peso). Por tanto, la composición de su matriz y de la carga es básicamente la misma, lo que hace que estos materiales tengan una superficie mayor de pulimento y de mayor durabilidad que las de macropartícula cuando son pulidas adecuadamente. Sin embargo poseen propiedades físicas y mecánicas inferiores a las tradicionales, presentan una mayor sorción, alto coeficiente de expansión térmica y menor módulo de elasticidad.

Resinas híbridas.

Son resinas que como su nombre lo indica, poseen tanto micro como macropartículas, con características de ambas. Consisten en su mayoría de aproximadamente 10-30% en peso de micropartículas de sílica coloidal y 50-60% de macropartículas de vidrio de metales pesados (0,6 a 1,0 μm) totalizando un porcentaje de carga entre 75 y 80% en peso, siendo que las micropartículas puedan ser añadidas a la composición en su forma pura, en partículas prepolimerizadas o en aglomerados.

Debido a la gran variedad de estos materiales se dividen en: resinas híbridas de pequeñas partículas, híbridas de minipartículas (también denominadas híbridas submicrométricas) e híbridas con alta cantidad de

carga (pesadas). De tal manera, que las resinas híbridas de partículas pequeñas tiene un tamaño que varía entre 1 y 5µm. Las resinas de pequeñas partículas con tienen cantidades de micropartícula que varían entre 10y 15% con buenas calidades de pulimiento y resistencia al desgaste.

Las resinas de minipartículas tienen un agente de carga menor de 1µm (0,6-0,8µm) siendo las mayores partículas de 2µm de tamaño máximo. Poseen una distribución de partículas menores de 1µm, además de poseer una alta concentración de micropartículas en la matriz resinosa, que pueden ser añadidas directamente o a través de partículas prepolimerizadas, siendo este último el método preferido, una vez que permite mayor incorporación de carga (hasta 80% en peso) aumentando sustancialmente el refuerzo particular y la fuerza cohesiva de la matriz polimérica. ¹

En 1970, Michael Buonocuore publicó un informe sobre las resinas fotopolimerizables, y en 1971 L.D. Caulk comercializó este producto.⁶

Didier y Jean mencionan que los composites han experimentado un desarrollo continuo, pero siguen siendo muy parecidos al producto original descubierto por Bowen. ⁹

Dedibo al gran avance tecnológico que se genera día tras día alrededor del mundo, no es sorprendente que surgan materiales como los presentados en Alemania (2002) donde se comercializó una malla de nanofibra para prevenir que los tejidos se peguen previniendo la formación de cicatrices. La nanotecnología avanza y es aplicada cada vez

más en diferentes áreas, misma que surge con el fin de mejorar la calidad de vida del ser humano.⁴

En el afán de mejorar los materiales restaurativos, resinas, han surgido las resinas con nanorelleno, que según la casa que las fabrica proporciona una mayor estética. Su sistema de resina es: Bis-GMA, Bis-EMA (6), UDMA con pequeñas cantidades de TEGDMA. Sus tonos translúcidos una combinación de nanorelleno no aglomerado/ no agregado de sílica y un nanocluster aglomerado de sílica. Y sus demás tonos contienen una combinación no aglomerada/ no agregada. De un relleno de nanosílica y un nanocluster aglomerado de zirconio/sílica. Logran una estética mayor debido a que presentan tonos dentinarios, para el cuerpo (tercio medio del diente), para esmalte y un tono translúcido. Además proporcionan mejores propiedades físicas y pulimiento mayor.

Fuentes de luz

Como ya se mencionó es en los años 70's cuando surge la primera técnica de polimerización por energía radiante, utilizando una fuente productora de rayos ultravioleta. Uno de los primeros productos comerciales fue la lámpara Nuva (Caulk)^{5,10} el iniciador de la resina era benzoinmetil-éter que ante los rayos U.V se partía creando radicales libres que inducían la apertura de los dobles enlaces y comenzaban la formación de cadenas. Pero caen en desuso (1977), cuando se confirman sus efectos patógenos.⁷

Otra región en relación con las luces de curado dental se encuentra la luz Infrarroja (IR). Mientras las de fuentes radiación IR pueden ser útiles para calentar comida, por ejemplo, una excesiva energía IR puede ser bastante dañina al tejido (como la pulpa dental) que es sensible a altas temperaturas. Por lo que no se recomienda como fuente de luz para curado de resinas.¹⁰

En 1985 el Consejo de Materiales Dentales de la ADA presenta un reporte sobre la unidad de fotocurado (de luz visible) y resinas compuestas. Además advierte sobre los cuidados al utilizarla, debe usarse una protección para evitar daño ocular.⁸

Con la aparición de unidades de fotocurado de emisión de luz del espectro visible, las unidades poseen una lámpara halógena, que produce un haz de color azul de longitud de onda de 468nm. Para este tipo de luz, las resinas presentan un agente sensible que es la canforoquinona o diquetonas. Dentro de sus ventajas se describen: polimerización a través de esmalte, su profundidad de penetración promedio 2.5mm.^{5,10}

Las lámparas de Cuarzo, Halógeno y Tungsteno ofrecían ventajas para el curado, esta tecnología ha estado disponible durante muchos años. Las lámparas de halógeno tienen un filamento de Tungsteno, por donde pasa la corriente eléctrica; presenta una longitud de onda de 400 a 500nm, alcanza una intensidad de 300- 1 200mW/cm². Una de sus ventajas es que su tecnología es de bajo costo.¹⁵ Dentro de sus desventajas se encuentra la generación mayor de calor, por lo que necesita un ventilador,¹⁰ además de los cuidados que se deben tener con el foco y el filtro, para que no pasen otros colores, pues se reducirá su intensidad.¹³

Otras fuentes de luz adicionales que se han explorado son: las de plasma de arco que esta constituida, la lámpara, de dos electrodos, encerrados en un bulbo, contiene un gas inerte, xenón. El gas encandeece al aplicar un voltaje y emite una luz extremadamente elevada, generan 1200- 2000 mW/cm² por lo que los tiempos de curando de materiales dentales restaurativos son relativamente cortos (3-10 seg). Alcanza una longitud de onda de 430-470nm. Por lo que hay una polimerización más rápida por lo tanto las capas no se acomodan adecuadamente y hay una mayor contracción.

No obstante, estas luces tienen limitaciones que los hacen menos ideal para el curado dental.¹⁰

En el año 2003, Poonam J, y Adam P. realizaron un estudio en el que compararon 3 lámparas de plasma arco y 3 de halógeno, utilizando resinas híbridas, microhíbridas, una fluida y una condensable, con tono A2, determinando que las resinas microhíbridas tienen mejor profundidad de curado, según la especificación de la ADA no 27(1993):7.7., con cualquier tipo de lámpara usada en este estudio.¹¹

El Láser es otra fuente de luz, tiene cuatro propiedades que la caracterizan: intensidad, monocromaticidad, gran directividad o colimación, y gran coherencia espacial.¹³ Dentro de sus ventajas se encuentra su longitud de onda definida (458-518nm), produce una intensidad máxima de 1000mW/cm²,¹⁵ y una eficiente polimerización. Su desventaja es su costo elevado. Por lo que no se emplea tanto como sistema de polimerización.

La más reciente tecnología para generar los fotones necesarios para curar con la luz visible los materiales dentales usa LEDs. Las primeras LEDs se construyeron en 1960 y emitían luz en los rangos de las ondas de longitud roja, amarillo, y verde.¹⁰ Tienen una vida más amplia sus focos en comparación con los de halógeno. Además que no generan tanto calor como las convencionales.

Leonard y colaboradores (2002) estudiaron diversas marcas de lámparas LED en comparación con una de halógeno, por medio de pruebas de dureza, determinaron que las lámparas LED y una combinación de LED con Halógeno requieren mayor tiempo de exposición para una adecuada polimerización de resinas híbridas y de microrelleno, en comparación con la de halógeno.¹²

Besnault et al. (2003), efectuaron un estudio comparando 5 luces de curado LED; con diferentes tiempos de exposición, contra una de halógeno, y tres tipos de resinas. Concluyeron que cuando se polimeriza con tiempos rápidos 6-10 seg, dan un bajo resultado en profundidad de curado y un bajo valor de microdureza, que cuando es polimerizado durante 40 seg en comparación con los resultados obtenidos con la de halógeno.¹⁷

También en el año 2003 Soh, Yap y Siow compararon la efectividad de curado utilizando diferentes luces LED por lo que concluyeron que las lámparas Elipar Free Light es comparable su efectividad con la convencional de halógeno para curar, la superficie y el fondo de la resina. Así mismo la lámpara Astralis 10 es comparable su eficacia de curado en la superficie y en el fondo con la convencional de halógeno. Usando una resina (Z100) de tono A2.²²

La tecnología de luz emitida por diodos ha sido introducida como una alternativa de fuente de energía para polimerizar materiales dentales.¹² un diodo es una emisión de luminosa en una combinación de dos semiconductores con una carga negativamente y otra positivamente que entran en contacto a la aplicación de una diferencia de potencial.

La luz emitida por la lámpara LED es útil en la polimerización, porque las concentraciones alrededor del pico de absorción de la canforoquinona esta en la longitud de onda de 468nm. En diversos estudios se ha evaluado la profundidad de polimerización, de la lámpara LED y de Halógeno, presentando resultados mayores la de Halógeno, pero ambas satisfacen los valores mínimos de profundidad de polimerización solicitados por la norma ISO 4 049 (2mm).¹⁵

El grado de conversión es un índice de dobles uniones que han reaccionado al final de la reacción, tiene mucha influencia en las características físicas y mecánicas de los compuestos (resistencia a la compresión, resistencia a la flexión, módulo elástico) cruciales para aquellas restauraciones dentales sometidas a estrés y a cargas masticatorias elevadas.^{15,16}

Se dice que la lámpara LED es capaz de producir un grado de conversión inferior a una de halógeno, pero mayor que una de arco plasma.

La temperatura desarrollada durante la polimerización con diodos es menor que la que se genera con la lámpara de halógeno; ésta produce durante la fotopolimerización aumento en la temperatura de la cámara

pulpar que va de 1,5°C a más de 4°C, poniendo en serio peligro la vitalidad pulpar.¹⁵

Las lámparas LED, gracias a una emisión constante y duradera, garantizan una polimerización cualitativamente equivalente a aquellas halógenas. Además son instrumentos pequeños, sin cables, de baterías, resultando prácticos y ligeros.

CAPÍTULO 1

RESINAS DE NANORELLENO

1.1. Material de relleno

El restaurador universal de nanoresina Filtek Supreme contiene una combinación única de dos tipos de nanorellenos (5-75 nm) y nanoclusters. Los nanómetros son partículas discretas no aglomeradas y no agregadas con un tamaño de 20-75 nms. Los materiales de relleno de nanoclusters son aglomeraciones de nanopartículas de atadura suelta. Los aglomerados que actúan como una unidad individual permitiendo una lata carga de relleno así como una gran fuerza.

Las resinas tradicionales de microrelleno están hechas a base de vapor de sílica con un tamaño promedio de partícula de 40nm, donde las partículas primarias forman agregados fuertes; adicionalmente una división de los agregados a entidades más pequeñas es difícil o casi imposible de lograr. El vapor de sílica se prepara a través de un proceso pirógeno el cual produce un material de relleno con una cadena de similitud fibrosa, y de baja densidad. La estructura de los materiales de microrelleno resulta en una baja carga de relleno. La mayoría de los fabricantes agregan partículas de relleno prepolimerizado para incrementar la carga de relleno. Este relleno prepolimerizado es creado por la adición de relleno de vapor de sílica a la resina. La mezcla polimerizada, y entonces molida para formar partículas pequeñas. Estas

partículas son agregadas a más resina y relleno de sílica. Aún al utilizar este proceso, los microrellenos poseen sustancialmente menor carga de relleno que las híbridas dando como resultado una menor fuerza.

Adicionalmente, los grupos de metacrilato residuales hacen una ligadura entre las partículas prepolimerizadas y la matriz de resina. La efectividad de esta ligadura se ve impactada por la cantidad residual de enlaces dobles sobre la superficie de estas partículas. Durante la polimerización del relleno prepolimerizado la reacción es llevada casi a su totalidad. Desde que la ligadura de las partículas de relleno prepolimerizado a la resina es más débil que la deseada, ocurre con frecuencia una fractura en esta interfase. Los microrellenos que contienen únicamente relleno de sílica no son radiopacos. Estas propiedades han limitado la utilidad de los microrellenos, particularmente en el sector posterior.

Las resinas híbridas y microhíbridas contienen un amplio rango de tamaños, que lleva a una alta carga de relleno dando como resultado altas fuerzas. El tamaño promedio de partícula de las resinas híbridas y microhíbridas es por debajo de 1 micrón pero por arriba de 0.4 micrones.

Cuando la superficie de una resina de microrelleno se ve abrasionada, las partículas primarias de relleno (partículas de sílica de 40nm) se pierden en un rango similar que la resina circundante. Sin embargo, mientras las partículas de nanorelleno prepolimerizadas son sólo marginalmente más fuertes que la matriz de resina no es muy resistente a la fractura.

Mientras las partículas de relleno de nanocluster consisten en aglomerados de atadura suelta de partículas de relleno de nano-tamaño, durante la abrasión las partículas primarias (con tamaño de nanómetro) y no los clusters pueden verse desgastadas. Esto incrementa la retención de pulido de la resina polimerizada al ser comparada con las resinas híbridas tradicionales.

El restaurador universal Filtek Supreme utiliza ambos rellenos, nanómetros y nanoclusters. La combinación de partículas con tamaño de nanómetro con la fórmula del nanocluster reduce el espacio intersticial de las partículas de relleno. Esto provee de una lata carga de relleno, mejores propiedades físicas y una mejor retención del pulido cuando se compara con las resinas que sólo contienen nanoclusters.

Los tonos dentinarios, de esmalte y de cuerpo se encuentran formulados con un nanocluster de zirconio/sílica, el cual imparte radiopacidad. Sin embargo esta fórmula no puede proveer la opción de alta translúcidez requerida en muchas áreas incisales. El uso de nanoclusters de sílica en lugar de zirconio/sílica en la fórmula de los tonos translúcidos ayudó a proveer una resina altamente translúcida. Adicionalmente, la combinación de un nanómetro de sílica con el nanocluster de sílica ofrece retención del pulido aún en un mayor grado que los tonos dentinarios, esmalte y cuerpo.

1.2. Sistema de resina

Después de un análisis sobre la composición del sistema de resina de un material anterior al Filtek Supreme, se logro crear otro que fue incorporado al restaurador universal 3M ESPE Filtek Supreme Z250, que ahora es utilizado en Filtek Supreme. La resina consiste en tres

componentes principales. La mayoría del TEGDMA se reemplazo con una mezcla de UDMA (uretano dimetacrilato) y Bis-EMA (6)1 (Bisfenol A polietilen glicol dieter dimetacrilato). El TEGDMA es utilizado en menor cantidad para ajustar la viscosidad. Las resinas UDMA y el Bis-EMA (6) son de mayor peso molecular y por lo tanto poseen menor cantidad de enlaces dobles por unidad de peso. Los materiales de alto peso molecular también poseen impacto en la medición de la viscosidad. Sin embargo, el alto peso molecular de la resina resulta en una menor contracción, menor envejecimiento y una matriz ligeramente más suave.

1.3. Sistema de tonos

Crea un sistema basado en el colorímetro Vitapan, para seleccionar las tonalidades, pues desarrolla colore para la dentina, cuerpo, esmalte y translúcidos con el fin de igualar el color que presentan los dientes a restaurar.

Por otra parte su retención de pulido es similar a los productos tradicionales de microrelleno. Pero es mejor al ser comparado con los productos de tipo híbrido y microhíbrido.

En cuanto a la contracción volumétrica de acuerdo con la técnica Accu Vol, da como resultado una muy baja contracción, en comparación con una gran variedad de productos.

CAPÍTULO II

PROFUNDIDAD DE CURADO

2.1. Profundidad de curado (polimerizado o fraguado).

La intensidad máxima del haz de radiación lumínica se concentra cerca de la superficie de la resina fotoiniciada. A medida que la luz penetra en el material es dispersada y reflejada, con lo que pierde intensidad. Existen varios factores que influyen en el grado de polimerización a una determinada profundidad de la superficie después de la fotoiniciación. La resina debe tener una concentración de fotoiniciador o absorbente de luz que pueda reaccionar con la longitud de onda adecuada y estar presente en una concentración suficiente. El contenido y el tamaño de las partículas de relleno influyen en la dispersión del haz de luz. De tal manera que las resinas de microrelleno que tienen partículas más numerosas y pequeñas dispersan más la luz que las resinas finas, que contienen menos partículas de mayor tamaño y requieren una exposición más prolongada para conseguir una profundidad de polimerización adecuada.

Para conseguir una penetración óptima se tiene que mantener el extremo de la fuente de luz a menos de 1mm de la superficie, El tono es importante, pues las tonalidades más opacas limitan la transmisión de luz y sólo permiten la polimerización a profundidades mínimas. El tiempo de exposición es generalmente de 20 seg; que es suficiente para polimerizar hasta una profundidad de 2 a 2.5 mm. Con una exposición de 40 seg,

aumenta el grado de polimerización a todas las profundidades, pero es necesario para tonalidades más oscuras. La aplicación de la luz a través de 1mm (o menos) de espesor de la estructura dental permite la polimerización a poca profundidad, pero los valores de dureza no son uniformes a diferentes profundidades. El haz de luz no se dispersa adecuadamente más allá del diámetro de la punta de la lámpara emisora; por lo tanto, es necesario "pasear" la luz por la superficie de las restauraciones para que reciba una exposición completa.¹⁴

Leloup y colaboradores (2002) demostraron en un estudio que realizaron que se puede determinar la profundidad de curado a través de la espectroscopia de Raman; permite ver la influencia de varios parámetros en grado de conversión de las resinas activadas con luz. Advertieron que el espesor afecta también el grado de conversión pues a mayor espesor menor polimerización. Influye de igual manera el tono de la resina y la colocación de la punta de la lámpara.¹⁸

Fan y colaboradores (2002), en otro estudio que realizaron, midieron la profundidad de curado de resinas activadas con luz de acuerdo con los estándares internacionales de la ISO (10650) en la que pide 1.5 mm de profundidad de curado, con una intensidad de 300mW/cm² con una longitud de onda entre 400^a 515nm, concluyen que las luces de curado con 300mW/cm² parecen curar más eficazmente la resina cuando se usan los tiempos apropiados, y en algunos casos, más tiempo que el recomendado por el fabricante.¹⁹ Hackman et al., utilizaron una técnica diferente de pulso-retraso, en su estudio observando que el grado de conversión variaba entre los tonos que utilizaron A2 y D2. y produciendo también valores bajos al compararse con exposiciones continuas.²⁰

2.2. Contracción de polimerización

La reacción de polimerización consta de tres fases: 1) inicio, 2) propagación y 3) conclusión. Las canforoquinonas o diquetonas son excitadas por la luz ocasionando una interacción reactiva con una amina terciaria no aromática, se forma un radical libre al reaccionar con el monómero. La propagación de estos radicales libres reaccionan entre si formando un enlace estable. La reacción no debe concluir con excesiva rapidez para que los radicales libres puedan reaccionar con más monómeros, creando de este modo, cadenas de polímeros más largas y flexibles.

La contracción lineal de polimerización (es decir, una medición lineal de dicha contracción) es aproximadamente del 0.4-1.6%. Los materiales comerciales se contraen un 2.5% de su volumen al fraguar. Esta contracción volumétrica depende de la densidad del material: cuanto mayor es el porcentaje de peso del relleno, menor es la contracción volumétrica.^{6,3} Ésta contracción provoca tensiones durante la polimerización de hasta 130 kg/cm² entre la resina y la cavidad del diente; éstas deforman la unión entre el diente y la resina, formando un resquicio marginal mínimo por el que puede filtrarse la saliva. Estas tensiones pueden llegar a superar la resistencia a la tracción del esmalte y producir grietas y fracturas a nivel de la unión.¹⁴

Para resolver este problema se pueden usar materiales autopolimerizables o ionómeros de vidrio que fraguan más lentamente que las resinas fotopolimerizables.^{3, 21} Se ha comprobado que la aplicación de una capa intermedia de resina poco viscosa o de cemento

de ionómero de vidrio modificado con resina entre la dentina y la restauración reduce en un 20-25% de la tensión de polimerización.²³

El uso de una cuña de plástico que actúe como una prolongación de la fibra óptica puede atraer el composite en dirección gingival, reduciendo la formación del resquicio gingival. No es la solución ideal, pero puede ayudar.

CAPÍTULO III

ESMALTE Y DENTINA

3.1. Esmalte

El esmalte es el más duro de los tejidos minerales del cuerpo y cubre la corona anatómica del diente, siendo más espeso sobre las cúspides y más fino en la base de las fosas, fisuras y en la región cervical de la corona. El componente inorgánico del esmalte es principalmente constituido de apatita en su forma de hidróxido, fluor o carbono, siendo los dos mayores componentes inorgánicos el calcio y el fosfato, con leves variaciones. El esmalte posee una estructura cristalina, donde los cristales poseen dimensiones ultramicroscópicas, razón por la cual son denominados cristalitas. Estos cristalitas de apatita están envueltos en una matriz orgánica que presenta menos de 1% de la composición del esmalte maduro, de este porcentual menos de la mitad se constituye de proteína, principalmente de enamulina.

En términos de propiedades físicas, es interesante resaltar que la composición del esmalte le confiere propiedades físicas únicas: su dureza es muy alta, variando de 200 a 500 Knoop, situándose en el grado 6 en la escala de Mohs. Posee un alto módulo de elasticidad (alta rigidez) y relativamente baja resistencia a la tracción.

El alto contenido inorgánico del esmalte le confiere una cantidad impar de traslucimiento, posibilitando una gran transmisión de color por la dentina, especialmente en las regiones cervicales donde el esmalte es fino, siendo en las regiones de mayor espesura más opacas, con una tendencia al azulado y al gris.¹ Razón por la cual las resinas de

nanorelleno Filtek Supreme manejan una diferencia de tonalidades para cada parte del diente, proporcionando una mayor estética al restaurar con este material.

3.2. Dentina

Las propiedades estructurales, físicas y químicas de la dentina son diferentes de las del esmalte. La dentina es un tejido conjuntivo mineral que forma la arcada dental. La fase mineral de la dentina, semejante al hueso y esmalte, consiste principalmente de cristales de hidroxiapatita, siendo la fase orgánica en su mayoría colágeno tipo I con inclusiones fraccionadas de glicoproteínas, proteoglicanasas, fosfatoproteínas y algunas proteínas plasmáticas.

Con relación a la morfología de la dentina, el tejido dentario es compuesto por túbulos dentinarios los cuales son pequeños canales cónicos rellenos con fluidos titulares y procesos odontoblásticos.¹

Por tanto cuando se polimeriza a través de tejido dentario debe aumentarse el tiempo de exposición, ya que estudios indican que solamente $\frac{1}{2}$ o $\frac{2}{3}$ de la luz fotopolimerizadora es efectiva cuando la misma es transmitida a través del esmalte.

Planteamiento del problema

Por su novedosa aparición de la resina de nanorelleno necesitamos conocer sus propiedades, en cuanto a la profundidad de curado, ya que muchas técnicas de obturación recomiendan que se debe de polimerizar a través de tejido dentario, utilizando además lámpara LED, será interesante determinar la efectividad de ambas. Al emplear espesores diferentes de tejido dentario.

Justificación

Es importante conocer ya que los elementos mencionados, resina de nanorelleno polimerizadas a través de tejido dentario en diferentes espesores con lámparas LED y halógena están en su totalidad polimerizadas para tener buen comportamiento físico mecánico dentro de boca.

Esta investigación pretende demostrar la eficacia del material restaurador, resina, así mismo la capacidad de la lámpara de diodos para una profundidad de curado adecuado, cuando se polimerize a través de tejido dentario.

Objetivo general

Determinar la profundidad de curado de la resina de nanorelleno polimerizando con lámpara LED a través de tejido dentario, comparada con lámpara de Halógeno.

Objetivos específicos

- Valorar la profundidad de curado de la resina Filtek Supreme 3AB de nanorelleno polimerizado a 1 mm con lámpara LED.
- Valorar la profundidad de curado de la resina Filtek Supreme 3AB de nanorelleno polimerizado a 1.5 mm con lámpara LED.
- Valorar la profundidad de curado de la resina Filtek Supreme 3AB de nanorelleno polimerizado a 2 mm con lámpara LED.
- Valorar la profundidad de curado de la resina Filtek Supreme 3AB de nanorelleno polimerizado a 1 mm con lámpara de halógeno.
- Valorar la profundidad de curado de la resina Filtek Supreme 3AB de nanorelleno polimerizado a 1.5 mm con lámpara de halógeno.
- Valorar la profundidad de curado de la resina Filtek Supreme 3AB de nanorelleno polimerizado a 2 mm con lámpara de halógeno.

Hipótesis

Debido al potencial de la lámpara de halógeno, tendrá mayor profundidad de curado a través del tejido dentario.

Metodología

Materiales

- *Resina 3M Filtek Supreme 3AB
- *Aceite de silicon
- *Cortes dentarios con espesores de: 2.00mm, 1.5mm y 1.00mm.

Equipo

- *Lámpara LED 3M ESPE Elipar Free Light
- *Lámpara de Halógeno Visiliux 2 3M ESPE
- *Hacedores de muestras para profundidad de curado (acero inoxidable de 4 mm de diámetro y 6 mm de altura)
- *Espátula para resinas de plástico
- *Portaobjetos
- *Cinta Mylar
- *Vernier Max Cal (calibrador digital electrónico)

Muestreo

Se elaboraron 40 especímenes. Divididos en 8 grupos como se indica en la tabla no 1

Tabla No 1

| | | | | |
|----------|--------------|----------|------------|----------|
| LED | 5 control | 5 1mm | 5 1.5mm | 5 2mm |
| Halógeno | 5 control | 5 1mm | 5 1.5mm | 5 2mm |

Método

Preparación de especímenes

Se emplearon dientes, molares, sin caries colocándose después de su extracción en agua corriente y se llevaron a temperatura de 4 °C dentro de un refrigerador.

Posteriormente se les realizaron cortes abarcando esmalte y dentina en diferentes grosores en una cortadora tipo microtomo (fig1) y se conservaron en agua.



Figura 1.

Corte en la máquina tipo micrótopo

Los cortes fueron de 1 mm, 1.5 y 2 mm respectivamente. (fig. 2)
Se procedió a realizar los especímenes de la siguiente manera:



Figura 2

Cortes de dientes a diferentes espesores

Grupos controles

Se coloca el molde de acero inoxidable de 4 mm de diámetro y 6 mm de altura sobre un portaobjetos cubierto por un tramo de cinta mylar, y se lubrica internamente con aceite de silicon para evitar que se le uniera la resina, se llena el hacedor con la resina Filtek Supreme 3AB, poco a poco y se condensa con la espátula hasta su llenado, se coloca sobre un tramo de cinta mylar y sobre el un portaobjetos, posteriormente se polimerizo por 20 segundos, siguiendo las indicaciones del fabricante, pasado este tiempo se retiro el espécimen del hacedor y se eliminó todo el material no polimerizado con la espátula, y se midió con el vernier Max Cal la longitud polimerizada. Este procedimiento se realizo cinco veces con la lámpara de Halógeno (Visilux 3M ESPE) y cinco veces con lámpara de Led (Elipar de 3M ESPE).

Grupos experimentales.

En los grupos experimentales se realizo lo mismo que en los grupos controles con la diferencia que después de llenar el hacedor de muestras de resina se colocó primero la cinta mylar y después se colocó el diente y se polimerizo a través de éste la resina. Fig3

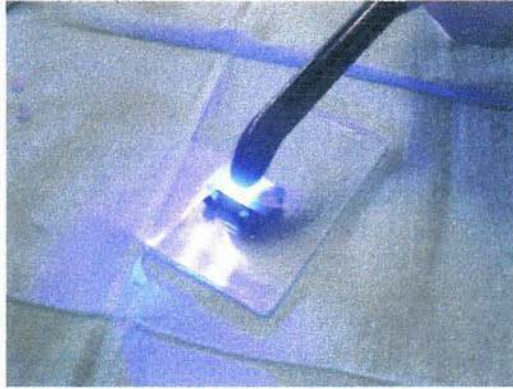
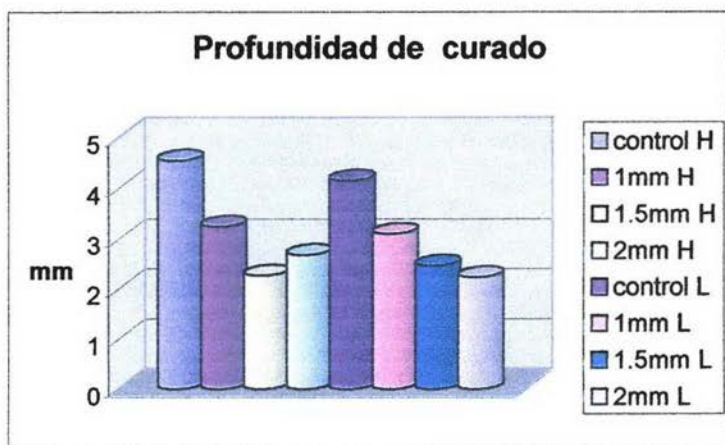


Figura 3
Polimerizando a través de tejido dentario

Resultados

Los resultados fueron analizados estadísticamente con ANOVA de una vía y comparados entre ellos con la prueba de TUKEY donde el grupo que mejor se comportó fue resina Filtek supreme polimerizada con luz halógena ya que tuvo un promedio de 4.54 mm de profundidad de curado existiendo diferencias significativas a $p < 0.001$ resina polimerizada con a través de 1mm de espesor con halógeno se obtuvo un promedio de 3.232, polimerizando a través de 1.5 mm de espesor con halógeno se obtuvo un promedio de 2.556, y finalmente polimerizando a través de 2mm de espesor dentinario se obtuvo un promedio de 2.666, comparado con el grupo donde la resina Filtek Supreme se polimerizó con lámpara LED los resultados obtenidos fueron los siguientes 4.194 de profundidad de curado existiendo diferencias significativas a $p < 0.001$, cuando se polimerizó a través de 1mm de espesor se obtuvo un promedio de 3.088, para el espesor de 1.5mm se obtuvo un promedio de 2.452 y para 2mm de espesor fue un promedio de 2.224; no hay una gran diferencia en la profundidad de curado entre la lámpara de halógeno contra la lámpara LED debido a que, la lámpara Visiliux 2 tiene mayor poder de penetración a través de tejido dentario. La resina de nanorelleno Filtek Supreme A3B tuvo un comportamiento adecuado, pues la profundidad de curado que maneja el fabricante fue aceptable, cuando se polimerizó con lámpara de halógeno. Graf. no 1.



Gráfica número 1.

Resultados de profundidad de curado descrita anteriormente

Discusión

Por la baja polimerización que presenta la lámpara LED a través de tejido dentario, probablemente si el tiempo de exposición se aumentará podrían obtenerse mejores resultados. Tal vez el tono de la resina influyo para que la polimerización no se llevara a cabo como se había pronosticado, pues la lámpara de halógeno mostró superioridad, por lo menos al ser analizados estadísticamente, y ser comparada con la lámpara LED.

Conclusiones

Podemos concluir que la polimerización a través de tejido dentario sigue siendo pobre, con lámpara LED, pues mostró mayor capacidad de penetración la de Halógeno. Aunque queda la posibilidad de saber si aumentando los tiempos que menciona el fabricante para polimerizar la resina de nanorelleno puede lograr una mayor profundidad de curado a través de tejido dentario. Por lo tanto para lograr que una restauración sea exitosa debemos adquirir una lámpara adecuada, que nos permita una mayor profundidad de curado.

Bibliografía

1. Chain Marcelo C. Barateen L. N. Restauraciones estéticas con resina compuesta en dientes posteriores. 1ª Edición. 2001. Editorial artes Médicas, CTDA. Brasil.
2. Osborne J. Tecnología y materiales dentales. 1987. Editorial Limusa.
3. Thushkowky y Gwinnett. Microleake of class v composite, resin sándwich, and resin-modified glass ionomers. Am J of Dent. Vol. 9. No.3. June. 1996.96-99.
4. 3M ESPE Restaurador Universal Filtek™Supreme
5. Guzman Baés H. Biomateriales odontologicos de usoclínico. 1a Edición.1990. Cat.Editores.
6. Aschreim, Dale. Odontología estética. 2aEdición. 2002. Ediciones Harcourt-Mosby.
7. Birdsell, D.,Bannon, P., Webb, R.: Hamful effects of near U.V. radiation used for polymerizationof a Sealant and composite resin. J.A.D.A. V94. Feb. 1977.
8. Council on Dental Materials: Visible light –cured composites and activating units. J.A.D.A. V.110. Jan. 1985.
9. Diedier D., Dietschi J-M. Current developments in composite materials and techniques. Pract perio and Aesthet dent. Vol. 8. No. 7. Agosto.1996.603-613.
10. Hammesfahr, et al. Light-Curing Technology: Past, Present, and Future.Compendium of Continuing Education in Dentestry. Vol. 23. No.9. Sep. 2002.
11. Poonam J., Adam Pershing. Depth of cure and microleakage with high-intensity and ramped resin-based composite curing lights. JADA. Vol. 134, Sep. 2003.
12. Leonard D., et al. Polimerization Efficiency of Led Curing Lights. J Esthet Restor Dent. Vol. 14. 2002.

13. Barceló., Palma. Materiales Dentales, conocimientos básicos aplicados. 1ª Edición. 2003. Editorial Trillas.
14. Craig, R. G. materiales de Odontología Restauradora. 10ª Edición. 1998. Editorial Harcourt brace.
15. La Torre.,et al. Tecnología light-emitting diodes (LED) applicata alla fotopolimerizzazione delle resine composite. Minerva Stomatologica. Vol. 52. No. 5. 2003.
16. H. Yoon., et al. Degree of polymerization of resin composites by diferente light sources. Journal of Oral rehabilitation. Vol 29. 2002.
17. Besnault C., et al. Effect of a LED versus halogen light cure polymerization on the curing characteristics of three composite resins. Am. J of Dent. Vol. 16. No 5. Octubre. 2003.
18. Leloup., et al. Raman scattering determination of the depth of cure of light-activated composites: influence of different clinically relevant parameters. Journal of oral Rehab. Vol 29. 2002.
19. Fan., et al. Curing-light intensityand depth of cure if resin-based composites tested according to international standards. JADA.Vol. 133. Abril.2002.
20. Hackman., et al. Depths of Cure and Effect of Shade Using Pulse-Delay and Continuos Exposure Photo-Curing Techniques. Operative Dentistry. Vol. 27. 2002.593-599.
21. Davidson y Gee. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in Dental Composites. J Dent Res. Vol. 63 (2). Feb. 1984.146-148.
22. Soh., Yap y Siow. Effectiveness of Composite Cure Associated with Different Curing Mode of LED lights. Oper Dent. Vol. 28-4. 2003. 371-377.

23. Kemp-Scholte y Davidson. **Marginal integrity** related to bond strength and strain capacity of composite resin restorative systems. *J Prosth Dent*. Vol. 64. No. 6. December. 1990.658-664.