

**GRADO DE POLIMERIZACIÓN DE RESINAS COMPUESTAS CON LUZ
HALOGENA Y LUZ EMITIDA POR DIODOS DEPENDIENDO DEL TIPO DE
RESINAS Y EL TIEMPO DE EXPOSICIÓN**

**ADOLFO J. ENRÍQUEZ GRANADOS Od.
ADRIANA RINCÓN RINCÓN Od.**

**COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO
AREA DE EDUCACIÓN AVANZADA
PROGRAMA DE ESPECIALIZACIÓN EN PROSTODONCIA
BOGOTÁ D.C. 2004**

**GRADO DE POLIMERIZACIÓN DE RESINAS COMPUESTAS CON LUZ
HALOGENA Y LUZ EMITIDA POR DIODOS DEPENDIENDO DEL TIPO DE
RESINAS Y EL TIEMPO DE EXPOSICIÓN**

**ADOLFO J. ENRÍQUEZ GRANADOS Od.
ADRIANA RINCÓN RINCÓN Od.**

**Estudio de grado presentado como requisito para optar el título de
especialista en Prostodoncia**

**ASESOR CIENTIFICO
Dr. ANDRÉS FELIPE GUZMÁN DURAN Od.
MAGÍSTER EN MATERIALES DENTALES
ESPECIALISTA EN PROSTODONCIA**

**ASESOR METODOLOGICO
Dra. CLAUDIA HURTADO ARANGO Od.
ESPECIALISTA EN SEGURIDAD SOCIAL EN SALUD**

**ASESOR ESTADÍSTICO-MATEMATICO
Dr. LUIS ROGELIO HERNANDEZ**

**COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO
AREA DE EDUCACIÓN AVANZADA
PROGRAMA DE ESPECIALIZACIÓN EN PROSTODONCIA
BOGOTÁ D.C. 2004**

El trabajo de grado de polimerización de resinas compuestas con luz halógena y luz emitida por diodos dependiendo del tipo de resinas y el tiempo de exposición, elaborado por los residentes **ADRIANA RINCÓN RINCÓN Y ADOLFO ENRÍQUEZ GRANADOS.**, ha sido aprobado como requisito parcial para optar el título de especialistas en **PROSTODONCIA.**

DIRECTO DE LA INVESTIGACIÓN

DR. ANDRÉS FELIPE GUZMÁN od.Magíster materiales dentales. Prostodoncia

ASESOR METODOLOGICO

Dra. CLAUDIA HURTADO ARANGO od. especialista en seguridad social en salud

BOGOTA D.C. JUNIO DE 2004

TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN

INTRODUCCIÓN

1. ASPECTOS TEÓRICOS CIENTÍFICOS.

1.1. PROBLEMA.

1.2. JUSTIFICACIÓN.

1.3. PROPOSITO.

1.4. MARCO TEORICO.

1.5. OBJETIVOS.

1.5.1. OBJETIVO GENERAL.

1.5.2. OBJETIVOS ESPECIFICOS.

2. ASPECTOS METODOLOGICOS.

2.1. TIPO DE ESTUDIO.

2.2. OBJETO DE ESTUDIO.

2.3. MUESTREO.

2.4. MUESTRA.

2.5. VARIABLES DE ESTUDIO.

2.6. PROCEDIMIENTO.

2.7. INSTRUMENTO DE RECOLECCION DE DATOS.

2.8. TABULACIÓN Y ANALISIS DE DATOS.

3. RESULTADOS.

4. DISCUSIÓN.

5. CONCLUSIONES.

6. RECOMENDACIONES.

BIBLIOGRAFIA

ANEXOS

INTRODUCCION

En el mundo de los materiales para reconstruir estructura dentaria, hay una gran invasión de productos nuevos, por lo tanto nombres nuevos de productos derivados de los polímeros o cuya matriz son los polímeros. En los últimos años los materiales de restauración y las técnicas adhesivas han iniciado la odontología moderna, la dureza de las resinas compuestas dentales es el resultado de reacciones químicas entre los monómeros de dimetacrilato de resina que produce un entrecruzamiento rígido y pesado de polímeros alrededor de partículas, la magnitud de esta reacción es el, grado o eficacia del curado, es muy importante conocer las propiedades químicas y mecánicas de las resinas compuestas. Entre los diferentes materiales estéticos están los derivados de los polímeros, los cuales presentan mejor resistencia a la fractura y absorción de impacto, presentan bajo valores de resistencia a la abrasión y de pigmentación por absorción a través de sus porosidades. También encontramos los derivados de la cerámica, las cuales presentan mejores capacidades estéticas y de longevidad, presenta limitada resistencia a la fractura y alta abrasión del esmalte antagonista lo que también es una desventaja, necesitan ser fabricadas en el laboratorio lo cual aumenta los costos de su fabricación. Por lo tanto no existe el material ideal para reconstrucción de dientes, sino situaciones clínicas específicas donde el odontólogo debe tener el suficiente criterio y conocimiento de los materiales

para seleccionar el más adecuado a la situación clínica específica. (Chain & Baratieri 2001).

1. ASPECTOS TEORICO-CIENTIFICOS.

1.1. PROBLEMA.

Históricamente el método original de polimerización de resinas compuestas ha sido por la combinación de aminas terciarias y peróxido de benzoilo o combinaciones similares que actúan como una fuente de radicales libres para iniciar la polimerización. La presentación usual fue el aislamiento de la activación de los componentes de resina en pastas separadas, sin embargo limitaciones de la técnica han llevado al desarrollo de componentes sencillos de resinas compuestas activadas con luz – (Sharkey y col, 2000).

Las resinas compuestas se introdujeron en los 70 revolucionando la odontología clínica maximizando el tiempo de trabajo y minimizando el tiempo en el sillón. Los métodos y dispositivos para preparar resinas han involucrado cambios que van desde la polimerización química hasta el moderno método de fotopolimerización; por muchos años la lámpara halógena ha sido ampliamente utilizada con relación a otros dispositivos por ser una alternativa práctica para la polimerización de la resina – (Kurachi y col, 2001).

Los primeros sistemas fotoactivados emplearon la luz ultravioleta para iniciar los radicales libres. Hoy día las resinas compuestas activadas por la luz ultravioleta se reemplazaron por el sistema activado por una luz visible la cual tiene capacidad de polimerizar espesores mayores a 2mm. Actualmente están disponibles lámparas con mayor intensidad y menor tiempo de exposición, pero no es claro si la reducción en el tiempo de exposición compromete las propiedades mecánicas y físicas de las resinas- (Jandt y col, 2000).

En el campo investigativo han surgido muchos planteamientos teóricos que sostienen que la activación rápida aumenta la fragilidad, contracción y tensión lo cual disminuye las propiedades físicas del material. Otros métodos para polimerizar resinas como el xenón han sido usados en la práctica clínica con la ventaja de un tiempo de polimerización reducida; estos aparatos tienen una construcción más compleja y son más costosos comparados con las fuentes halógenas. (Mills y col, 1999).

Actualmente existen otras fuentes para la polimerización de las resinas como es la de luz emitida por diodos con un menor tiempo de exposición con relación a las convencionales consiguiendo un buen desempeño clínico. Esta investigación pretende verificar la efectividad de las lámparas LED's versus halógenas utilizando dos diferentes tipos de resinas en dos tiempos de

exposición. Por lo tanto es necesario preguntarse: ¿Cual es el grado de polimerización de resinas compuestas con luz halógena y luz emitidas por diodos dependiendo del tipo de resinas y el tiempo de exposición?

1.2. JUSTIFICACIÓN

Este estudio es importante porque constituye una herramienta en la determinación de los valores de polimerización de las lámparas LED'S (luz emitida por diodos) y halógena con una selección de resinas compuestas fotoactivadas, determinando el grado de dureza de superficie al polimerizarlas, en determinados tiempos de exposición y de esta forma aplicarlo de manera acertada a las situaciones clínicas, dependiendo del grado de dureza exhibidas por cada una de ellas.

1.3. PROPÓSITO

Verificar el grado de polimerización de resinas compuestas con luz halógena y luz emitidas por diodos dependiendo del tipo de resina y teniendo en cuenta el tiempo de exposición y de esta forma aplicarlo a las diversas situaciones clínicas que a diario afrontamos los odontólogos en nuestra practica.

1.4. MARCO TEORICO.

1.4.1. Polimerización

La polimerización ocurre a través de una serie de reacciones químicas en las cuales las macromoléculas o el polímero está formado de un gran número de moléculas conocidas como monómeros. Las resinas dentales solidifican cuando polimerizan (Phillips, 1998).

Las características más importantes de los polímeros son aquellas que consisten en una gran cadena de moléculas y que su estructura molecular es capaz de tener configuraciones y conformaciones virtualmente sin límite. El polímero consta básicamente de una unidad estructural simple o repetida en particular, y que en esencia se relaciona con la estructura del monómero. Estas unidades de monómero están unidas entre si a una cadena de polímeros por enlaces covalentes. La polimerización es una reacción intermolecular repetida funcionalmente capaz de tener un proceso indefinido. Debido a que cualquier componente químico con un peso molecular mayor de 5000 se considera una macromolécula. En algunos casos el peso molecular de la molécula de polímero puede ser mayor de 50 millones. (Phillips, 1998).

Biológicamente, es importante conocer que la polimerización nunca se completa y que las moléculas de monómero residual pueden ser guiadas desde los materiales polimerizados. Estos componentes de bajo peso molecular algunas veces causan reacciones adversas, principalmente reacciones alérgicas. Los monómeros residuales también han tenido efecto pronunciado sobre el peso molecular de los polímeros. (Phillips, 1998).

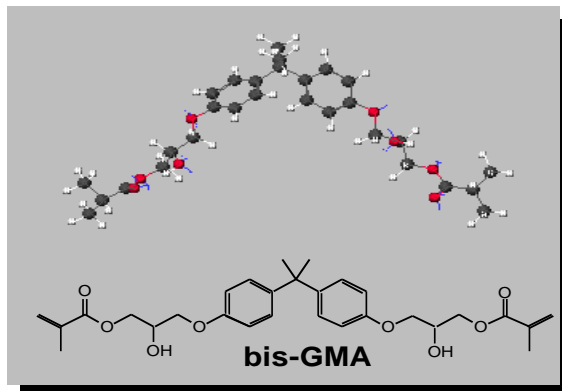
La polimerización puede efectuarse por una serie de reacciones localizadas que a menudo, producen un subproducto, o por simple reacción de adición. Si la polimerización ocurre por el primer mecanismo, el proceso se conoce como crecimiento por pasos o polimerización por condensación. Si la polimerización es causada por una reacción de adición, tiene lugar la polimerización por adición. (Phillips, 1998).

En el mecanismo de crecimiento por pasos, en estudios realizados, se observó que resinas a base de Bis-GMA y TEGDMA muestran un grado de conversión con 0.5% en peso de peróxido de benzoilo como iniciados de la polimerización para técnica directa como inlays. (Urabe y col, 1999).

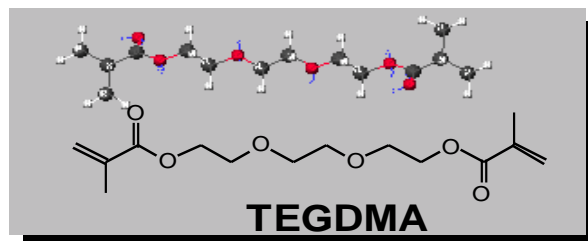
A diferencia de la polimerización por condensación, no hay cambios en la composición durante la polimerización. Las macromoléculas son formadas por pequeñas unidades o monómeros, sin cambios en la composición,

porque el monómero y el polímero tienen igual forma empírica. La estructura de los monómeros se repiten muchas veces en el polímero, permitiendo producir realmente moléculas gigantes de tamaños ilimitados. Este proceso se inicia formando un centro activo, incorporan un monómero y rápidamente forman una cadena tan grande como tantas unidades tengan en construcción. (Phillips, 1998).

Fig. 1 Estructura de la molécula de bis-GMA



.Estructura de la molécula TEGDMA



(Phillips, 1998)

El proceso de polimerización ocurre en cuatro etapas: inducción, propagación, terminación y cadena de transferencia. (Phillips, 1998).

Para iniciar el proceso de polimerización (inducción), los radicales libres deben estar presentes. Los radicales libres pueden ser generados por activación de las moléculas de monómeros con luz ultravioleta, con luz visible, calor o transferencia de energía desde otro tipo de componentes que actúan como radicales libres. (Phillips, 1998).

Este método de polimerización depende de la formación de un componente con un electrón impar (radical libre), un fragmento de gran molécula que se ha dividido por calentamiento. El electrón impar hace al radical muy reactivo. Los procesos de polimerización útiles para las resinas comúnmente son activados por uno de los tres procesos: calor, químico o luz. (Phillips, 1998).

Durante la activación por luz los fotones activan al iniciador (canforoquinonas, aminas terciarias o diquetonas) generando radicales libres que, en cambio, pueden iniciar el proceso de polimerización. Para activar esta reacción, se necesita luz de longitud de onda cercana a 470nm. (Phillips, 1998).

Como ocurre polimerización apreciable a la temperatura ambiente en la oscuridad, tal composición puede ser una parte del sistema, por lo cual debe ser almacenado y no ser expuesto a la luz. Sin embargo, los factores como la intensidad de la luz y la distancia de la fuente de luz puede afectar significativamente el número de radicales libres que se están formando, haciendo que este sistema sea una técnica sensible (Kaliyana y col, 1998).

La reacción de propagación requiere una pequeña cantidad de energía una vez iniciado el desarrollo, el proceso continúa a una velocidad considerable. Las reacciones en cadena continúan con la evolución del calor hasta que todo el monómero se haya convertido a un polímero. Sin embargo la polimerización nunca se completa. (Phillips, 1998).

Durante la terminación la reacción en cadena puede terminarse por acoplamiento directo o por intercambio de un átomo de H₂ de una cadena en crecimiento a otra. En otras palabras, ambas moléculas se combinan y se desactivan por intercambio de energía. (Phillips, 1998).

Aunque la terminación de la cadena pueda derivarse de la transferencia de la cadena, el proceso difiere de las reacciones de terminación descritas en que el estado activo se transfiere de un radical activo a una molécula inactiva creando un nuevo núcleo de crecimiento. Por ejemplo, una molécula de

monómero puede ser activada por una macromolécula en crecimiento y de esta manera ocurre una terminación en esta última. Por lo tanto, esto produce un nuevo núcleo de crecimiento. De igual manera, la terminación rápida de la cadena puede reactivarse por la transferencia de una cadena y continuará su crecimiento. (Phillips, 1998).

A menudo, las impurezas del monómero inhiben la polimerización. La presencia de estos inhibidores influye en la longitud del periodo inicial así como en el grado de polimerización. La presencia de oxígeno también retarda la reacción de polimerización porque el oxígeno reacciona con los radicales libres. Esto ha demostrado, por ejemplo, que la velocidad de reacción y el grado de polimerización disminuyen si la polimerización se lleva a cabo en aire abierto comparado con un valor elevado obtenido cuando la reacción se efectúa en un tubo sellado. La influencia del oxígeno sobre la polimerización es controlada por algunos factores como la concentración, la temperatura y la intensidad de luz. (Phillips, 1998)

Los polímeros lineales pueden unirse o crear puentes a través de ciertas cadenas laterales reactivas para formar una red molecular. El enlace cruzado proporciona un número suficiente de puentes entre las macromoléculas lineales para formar una red tridimensional que altere la resistencia a la solubilidad y a la absorción de agua de las resinas. (Phillips, 1998).

Los polímeros dentales lineales son desordenados o no cristalinos en su estructura. Las cadenas de los polímeros forman una masa enredada. Si el grupo lateral es simple, las cadenas de polímero pueden formar redes de corto alcance durante la polimerización (cristalización), pero si es más compleja se produce una estructura no cristalina. Sin embargo, muchos polímeros tienen cierto grado de cristalización dependiendo de los enlaces secundarios que pueden formarse, la estructura de las cadenas de los polímeros, el grado de ordenación y el peso molecular. (Phillips, 1998).

Las condiciones para la polimerización del metilmetacrilato no son críticas y no son decisivas con tal que la reacción no se lleve a cabo demasiado rápido. El grado de polimerización varía con las condiciones de temperatura, método de activación, tipo de iniciador, concentración del iniciador, purificación de los químicos y factores similares. Por su rápida polimerización en condiciones de uso, el monómero de metacrilato es particularmente usado en odontología. En estudios realizados se encontró que definitivamente la concentración del iniciador es directamente proporcional a las propiedades mecánicas resultantes de la fase post-gel. Las concentraciones estudiadas fueron 0.1, 0.25, 0.5 y 0.75 % de contenido de camforoquinona, logrando el mejor desempeño entre 0.25 y 0.5 % ya que en una concentración de 0.75% la resina se ve afectada en su color, tornándose amarillenta. Los valores de microdureza no fueron significativamente diferentes a los de 0.25% y 0.5%.

El tamaño de la partícula, también inciden en dichas propiedades mostrando que con un tamaño de 0.7 a 1.0 μ m se logran mejores propiedades que con tamaños menores o superiores a estos. (Kaliyana y col, 1998).

En cuanto a la profundidad de activación, puede estar relacionada a la composición de los monómeros y oligómeros usados en resinas. Una profundidad de activación mayor del 50% se reporto en resinas experimentales basadas en BisGMA/TEGDMA, que con las basadas en UDMA/TEGDMA. En las superficies superiores el relleno, el tipo de monómero, el color de la resina y el tiempo de exposición, son los factores más influyentes, pero en la superficie profunda, los factores más influyentes en la polimerización son la intensidad de la luz y el tiempo de exposición, que se relaciona directamente con el coeficiente de transmisión del material. Este coeficiente de transmisión es mejor en las resinas híbridas que en las de microrrelleno, y es influenciado, por la longitud de onda de la luz, por los índices de refracción del relleno y de la matriz de la resina, por el color, opacidad, tipo de relleno, carga y tamaño del mismo. (Quance y col, 2001).

La profundidad de activación se ve afectada en numerosas publicaciones de una manera subjetiva, ya que algunos autores reportan que la intensidad aumentada al doble de las unidades de polimerización actuales incrementan la profundidad de activación aproximadamente en un 15%, pero a

profundidades de 4.5mm las diferentes intensidades de luz ya no tienen diferencias significativas. Las resinas responden de una manera en cuanto a la intensidad de luz.-Unterbrink y col, 1995 y al modo de activación. En una exposición de luz continua se observa que las propiedades de adhesión disminuyen, mostrando una desventaja frente a la técnica de dos pasos ya que la exposición continua produce una rápida activación inicial y no permite que en la fase pre-gel la resina fluya de manera adecuada. (Koran y col, 1998, Goracci y col, 1996).

El grado de conversión es una medida de porcentaje de enlaces dobles de carbono consumido. En otras palabras, un grado de conversión de 50 a 60% que es típico de compuestos basados en Bis-GMA, que implica que un 50% a 60% de los grupos de metacrilato sean polimerizados. Esto no significa que 40 o 50% de las moléculas de monómeros se queden en la resina, porque uno de los grupos metacrilato por molécula de dimetacrilato puede reaccionar y enlazarse en forma covalente a la estructura del polímero. (Phillips, 1998 – Urabe y col, 1999).

La conversión del monómero a polímero depende de varios factores, como la compresión de la resina, la transmisión de luz a través del material y la cantidad de activador iniciador e inhibidor presentes. La transmisión de la luz a través del material se controla por la absorción y distribución de la luz por

las partículas de relleno o cualquier estructura del diente interpuesta entre la fuente de luz y el compuesto. (Phillips, 1998 – Urabe y col, 1999).

El grado total de conversión dentro de la resina compuesta no difiere entre los compuestos activados químicamente y las fotopolimerizados que contienen la misma formulación de monómero como la empleada para una polimerización adecuada, al igual que no difiere según el modo de activación. (Murray y col, 1999).

En estudios realizados se ha demostrado que resinas irradiadas por treinta segundos con diferentes intensidades de luz no muestran cambios significativos en su grado de conversión. (Sakaguchi y col, 1998, Koran y col, 1998).

Técnicas de polimerización. La polimerización soft-start involucra la modulación de pasos de energía de luz y no reduce la efectividad en la polimerización. Se observa una reducción no significativa con esta técnica. (Yap y col, 2001).

Se han reportado métodos que reducen la fuerza de contracción de polimerización los cuales incluyen un decrecimiento en el poder de la unidad de la lámpara o el incremento de la distancia de la puntera óptica. En adición se introdujo una lámpara soft-start para la polimerización de la resina compuesta, la cual fue diseñada para iniciar una irradiación automática comenzando con una intensidad baja la cual va aumentando gradualmente para minimizar la fuerza de contracción inicial de las resinas. Esta polimerización soft-start involucra un paso modulado de energía de luz que resulta en el incremento de la integridad marginal (Yap y col, 2001).

La polimerización de la resina en restauración con luz visible es el método estándar en la clínica para la polimerización. Una desventaja inherente de las resinas compuestas incluye la modificación del poliácido compuesto, causando la contracción durante la polimerización.- (Yap y col, 2001).

La termopolimerización se realiza en laboratorio, con un material de alto contenido de microrrelleno que polimeriza con calor y presión, proceso que elimina la porosidad. Se ha demostrado que el calor aumenta el grado de polimerización y mejora ciertas propiedades físicas como la dureza y la fuerza de tensión diametral, a continuación se graban las superficies externas con chorro de arena y con ayuda de un micrograbador. (Bagis y col, 1997).

Se aplican dos capa sucesivas de Special Bond, un activador del compuesto, dicho activador actúa sobre la superficie del compuesto y si no se coloca antes de su cementación se produce microfiltración entre la interfase de la superficie interna de la restauración y el compuesto, se cementa la restauración con cemento dual y luego se procede a la polimerización, aplicando la luz sobre las superficies oclusales, bucales y linguales por 40 segundos en cada sentido. En vivo las restauraciones fotopolimerizables han demostrado ciertas ventajas en lo que concierne a la calidad del margen. (Bagis y col, 1997).

La técnica de triple localización se fundamenta en colocar en primer lugar una base de ionómero convencional para reducir la zona que se ha de obturar con resina compuesta y después utilizar un método de capas múltiples original. Este método se basa en la utilización de matrices traslucidas y cuñas reflectantes. La primera aplicación de resina compuesta se realiza en el fondo de la cavidad y se polimeriza directamente a través de la cuña, la segunda y tercera capa se polimerizan a través de las cúspides. Utilizando esta segmentación de polimerización, los vectores de contracción se pueden dirigir hacia la interfase adhesiva. Clínicamente esta atractiva técnica experimenta en ocasiones la dificultad de adaptar adecuadamente la matriz y la cuña de plástico, así como de obtener puntos de contactos adecuados. La calidad de puntos de contactos puede mejorarse con la

utilización de instrumentos especiales como el CONTACT PRO, diseñado para empujar la matriz eficazmente contra el diente vecino. (Bagis y col, 1997).

Fases de la polimerización. Durante la polimerización pre-gel la resina compuesta es capaz de fluir y la carga en la estructura es aliviada. Después de la gelación el fluido cesa y no puede compensar la tensión de la contracción o encogimiento. (Bagis y col, 1997- Craig, 1997).

En la fase del punto gel a medida que la polimerización continúa se van formando macromoléculas más largas y la resina se va transformando en un sólido, el movimiento de los monómeros dentro de la matriz se va inhibiendo. El punto gel es definido como el punto en el cual la fluidez del material no puede mantenerse con la contracción del material. (Anusavice, 1997).

En una resina de autopolimerización el punto gel se demora cierto tiempo lo cual le permite a la resina fluir y disminuir la cantidad de fuerza que se produce al polimerizar, pero en una resina de fotoactivación este punto es demasiado rápido lo que evita que la resina fluya y se adapte a las fuerzas de contracción. (Anusavice, 1997).

Durante la polimerización post-gel por consiguiente los resultados son significantes en tensión alrededor de la estructura del diente y de la unión al diente de la resina compuesta. La tensión se eleva en la contracción de la polimerización post-gel y podría producir defecto en la unión resina-diente, llevando a la falla de la unión asociada con sensibilidad post-operativa y caries recurrente- (Erick y Welch, 1986).

Estas contracciones por tensión producen también deformaciones alrededor de la estructura del diente aunque la unión de la resina compuesta sea buena. Dando como resultados micro-crack en el esmalte cervical, esto predispone a la fractura del diente. La solución para la contracción por tensión de la polimerización se puede obtener de varias formas. Una es involucrando el incremento de la colocación de la resina compuesta y siguiendo la contracción libremente. (Bagis y col, 1997)

El método comprende la manera de aplicarse la luz sobre la restauración, que varia de acuerdo con el diámetro de la guía de la luz. Para diámetros mayores de 11 a 13mm que cubren toda la extensión de la restauración, el método mas indicado es el tiempo determinado por el fabricante. Cuando el diámetro es menor que la superficie a ser cubierta, se deben hacer movimientos lentos o rápidos circulares sobre la restauración o varias

aplicaciones en punto, hasta que toda el área sea polimerizada, esta última da mejores resultados. (Bagis y col, 1997).

Tiempo de polimerización. La mayoría de los productos fotopolimerizables poseen indicación que varía de 10 a 60 segundos, el fabricante con el fin de mercadeo acostumbra a reducir el tiempo, este hecho sumado a que el profesional reduce el tiempo de foto polimerización para aumentar la productividad en el consultorio da como resultado restauraciones no polimerizadas, lo que implica su fracaso. Se recomienda aumentar el tiempo de polimerización en un 50% de lo recomendado por el fabricante, para conseguir una mayor homogenización más al nivel central y evitar los endurecimientos de la periferia. (Baratieri, 2000)

Entre los mecanismos para maximizar la polimerización está verificar los componentes de polimerización y la intensidad de la salida de la luz, lámparas en buen estado, filtros y fibras ópticas intactas y limpias son esenciales en el proceso de polimerización. (Baratieri, 2000)

No utilizar incrementos de resinas compuestas mayores de 2mm, los incrementos ideales son de 1mm. (Baratieri, 2000).

Cuando se polimerice grandes restauraciones no mover la luz por que causara un descontrol sobre el tiempo necesario para la polimerización del material, se debe polimerizar por partes con el tiempo recomendado por el fabricante, hasta que todo el área este polimerizada. (Baratieri, 2000).

Aumente el tiempo de polimerización, cuando polimerice resina a través del esmalte, en este caso solo $2/3$ de la intensidad de la luz es efectiva, cuando es comparada a la aplicación directa sobre el material. (Baratieri, 2000).

El tiempo de polimerización indicado por el fabricante es el tiempo mínimo, asumiéndose que todas las variantes no interfieran, no hay ningún perjuicio para la restauración si el tiempo se aumenta, al contrario es garantía de una mayor efectividad de polimerización. (Baratieri, 2000).

Las resinas de micropartículas son más difíciles de polimerizar que las de macro partículas. La matriz absorbe significativamente más luz que las partículas de carga inorgánica. (Baratieri, 2000).

Durante la inserción de la resina compuesta en una restauración grande con la técnica incremental, use de preferencia colores más claros en las porciones incisales aumentando con esto las oportunidades de

polimerizaciones mas completas. Colores oscuros se polimerizan más lentamente y menos profundamente. (Baratieri, 2000).

La distancia entre la puntera óptica y el material debe ser lo mas corta posible, distancias mayores a 2mm deben ser evitadas y cuando sea necesario el tiempo de polimerización debe ser aumentado proporcionalmente. Siempre remueva la resina del refrigerador, por lo menos media hora antes de utilizarla, resinas compuestas fotoactivas se polimerizan menos eficientemente cuando están frías. (Baratieri, 2000). Para evaluar la capacidad de fotopolimerización las unidades fotoactivadoras necesitan de cuidados regulares, pues los fotopolimerizadores y sus componentes se degradan con el tiempo, debido a la manipulación y a la exposición al calor. Existen dos pruebas para probar la calidad de la luz útil, una es realizada con un instrumento pequeño denominado radiómetro de polimerización y el otro es la prueba de la profundidad de la polimerización. (Baratieri, 2000).

En la medición de la profundidad de la polimerización la dureza es una medida de polimerización efectiva y se usa muy frecuentemente para medir el grado de conversión monómero / polímero y de la profundidad de polimerización. De los efectos de la variación del voltaje depende la profundidad de polimerización. El voltaje fluctúa constantemente más o menos 10 a 15 voltios y varía de acuerdo con la distancia entre los

transformadores de la calle y la conexión utilizada. Variaciones de voltaje en el orden de 10 voltios pueden significar una disminución de la polimerización en un 30%, con la consecuencia de menor profundidad de polimerización. (O'Brien, 1997).

Las lámparas halógenas producen un flujo predominante entre los 400 y 500nm. Se ha recomendado un mínimo de variación de 280 a 300 mw/cm² que es lo mínimo requerido para la polimerización efectiva de las resinas compuestas. Esta densidad de energía se mejora con lámparas LED's que tiene una onda continua. La reducción del consumo de energía de la LED's produce suficiente luz para polimerizar a profundidades similares a las conseguidas con las halógenas (Caughman y col, 1995).

1.4.3. Lámparas de fotoactivación

Las lámparas halógenas, son los dispositivos de polimerización dental empleados con mayor frecuencia, emiten un espectro continuo del cual solo una pequeña parte puede ser usada para la iniciación de la polimerización. Una gran porción de la luz emitida es de una longitud de onda no efectiva y ésta debe de ser filtrada. (Baratieri 1996).

Fig. 2 Lámpara de luz halógena



Por muchos años las lámparas de luz halógena han sido extensamente empleadas que ningún otro mecanismo como una práctica alternativa para fotopolimerizar resinas, mas económicas y seguras que las lámparas de luz ultravioletas, son halógenas generalmente de cuarzo y tungsteno, similares a las utilizadas en sistemas portátiles de proyección de películas, proyectores de transparencias o reflectores odontológicos. La polimerización de resinas con luz depende principalmente de las características y tipo de irradiación

usada, alcanzar las mejores propiedades de la radiación, de esta forma nuevos tipos de luz deben ser evaluados para verificar su viabilidad para la aplicación clínica. (Baratieri 1996)

Tabla 1. Ventajas y desventajas de las lámparas halógenas

Ventajas	Desventajas
<ul style="list-style-type: none">• Tecnología de bajo costo	<ul style="list-style-type: none">• Baja eficiencia• Vida corta de servicio• Altas temperaturas (la lámpara es enfriada por un ventilador)• El espectro continuo debe ser reducido por sistemas de filtros

(Baratieri, 1996)

La longitud de onda emitida de una lámpara de luz blanca es de 400-510nm; que es el espectro de absorción de la camforoquinona. Existen también lámparas de luz halógena de alta intensidad que polimerizan cada capa de resina en 20 segundos, producen luz por incandescencia. (Baratieri, 1996).

Los bombillos de las lámparas de luz halógena tienen un tiempo de vida entre 40 – 100 horas y el calor producido depende del tiempo de uso. Las resinas se fotopolimerizan adecuadamente con reducidos tiempos de polimerización; sin embargo, para lograrlo se requiere del correcto funcionamiento de las lámparas (Baratieri 1996).

La degradación de la lámpara tiene tres principales causas: **Obscurecimiento del bulbo:** la ampolla del vidrio que cubre el filamento se vuelve oscuro debido a la ruptura del ciclo del halógeno, con la consecuente galvanización del material componente del filamento localizado en el interior del bulbo y afecta la salida de la luz y puede disminuirla hasta en un 70%. La segunda causa es la opacificación del bulbo: llamado también congelamiento del bulbo, en virtud de la coloración blanca opaca que él asume, esta ocurre por diferentes factores. El primero de ellos es la desvitrificación, donde las impurezas inherentes al vidrio cubren los filamentos y se cristalizan, otros factores son la ruptura, que deja evaporar el cemento que mantiene al bulbo en el reflector, ocasionando la entrada de aire. Y por último la degeneración del reflector: es la pérdida de la película reflectora del bulbo, causada por la volatilización, la insuficiencia en reflejar la luz generada puede causar una caída del 60% en la salida de la luz. (Baratieri 1996).

El problema de las unidades halógenas convencionales es que el filtro reflector se degrada con el tiempo generando un calor que tiene efectos adversos. Los filtros pueden explotarse produciendo el decoloramiento de los reflectores llevando al decrecimiento del flujo azul y se reduce considerablemente la efectividad de la polimerización. Esta gran producción de calor requiere de un ventilador que podría dispersar en forma de aerosol las bacterias que se encuentran en la boca del paciente- (Mills y col, 1995)

Los componentes de las lámparas halógenas son:

El filtro óptico. Localizado entre la lámpara halógena y el alambre con las fibras ópticas o el asta trasmisoras de luz (tipo pistola), tiene la función de eliminar energía luminosa con longitudes de ondas no necesarias para la polimerización de materiales odontológicos (debajo de 400nm y encima de 520nm. (Baratieri, 1996).

El conductor de luz. Llevan energía luminosa desde su fuente de emisión hasta el área de aplicación generalmente en la cavidad oral. Es importante mencionar que existen principalmente dos modelos básicos de fotopolimerizadores, un modelo tipo pistola, en el cual la lámpara, el filtro y el conductor de luz son asegurados por el operador durante el uso y otro modelo donde la unidad básica esta lejos del operador y solo se empuña una

de las extremidades de un largo tubo flexible conductor de la luz, compuesto por un haz de fibra ópticas u otro modelo transmisor óptico, como el sistema de conducción vía líquido. (Baratieri, 1996)

Haz de fibras ópticas flexibles. El cabo flexible compuesto por fibras ópticas transmite la luz eficientemente, pero se fractura frecuentemente algunas de las fibras, doblamiento del cordón, requiriendo de sustitución por la pérdida del poder iluminador. (Baratieri, 1996)

Sondas rígidas. Se encuentra en las unidades de tipo pistola, la guía de la luz rígida esta compuesta por un conjunto de fibras ópticas y de composición vítrea, con una longitud variable entre 38 y 85mm y diámetro entre 2 y 13mm. Las fibras están estrechamente compactadas que dan la impresión de un panal de abejas. Las astas de vidrios están recubiertas de vidrio ámbar y/o metal. Las astas de vidrio a pesar de ser frágiles y de necesitar cuidados, presentan una mayor durabilidad y son más baratas. (Baratieri, 1996)

Sistema líquido de conducción.

Es menos común, el cordón óptico líquido trasmite la luz eficientemente y evita la utilización de las fibras ópticas. Por otro lado el cordón es más rígido y al doblarlo puede disminuir el potencial de polimerización, él líquido gel

transmisor es un secreto de fabrica y se conoce poco de el a pesar del tiempo que se ha utilizado. (Baratieri, 1996)

Variedad de las punteras ópticas. El mercado ofrece actualmente una gran diversificación en lo que se refiere a la forma, diámetro y longitud de las punteras ópticas que por ser fácilmente recambiables y de buena calidad se constituyen en una excelente alternativa, mejorando y facilitando la práctica. (Baratieri, 1996) Fig. 3

Diámetro de la salida de la luz. Tratándose de pequeñas restauraciones, el diámetro de la salida de la luz no es un factor preocupante, ya que las puntas que normalmente acompañan los aparatos tienen un diámetro de 7- 8mm, lo que es adecuado. Uno de los problemas mas frecuentes que ahora ha sido corregido en las unidades mas recientes, es la diferencia entre el diámetro de la entrada y de la salida de la luz, lo que hace que la luz emitida disminuya a medida que se infiltra en un área mayor. Para comprobar la intensidad de la luz el profesional debe utilizar un radiómetro de polimerización o probar la dureza de la resina en un cuerpo de prueba. (Baratieri, 1996)

Mantenimiento y cuidados que se deben tener con la lámpara:

Cordón de fibra óptica: No lo doble, no lo deje caer, puesto que se puede romper las fibras y se deteriora la calidad de la luz polimerizadora. Se puede

verificar colocando una de las extremidades contra la luz y ver si aparecen puntos negros lo que significan fibras rotas, cuando se acumulan un 20% significa aproximadamente 1/5 del área se recomienda el cambio inmediato. (Baratieri, 1996)

Lámparas: la edad, el calor disminuyen la eficiencia indicando el cambio antes que se queme el filamento. Se debe evitar el supercalentamiento causado por una ventilación inadecuada y el uso intenso de la unidad sin intervalos para enfriarse. (Baratieri 1996)

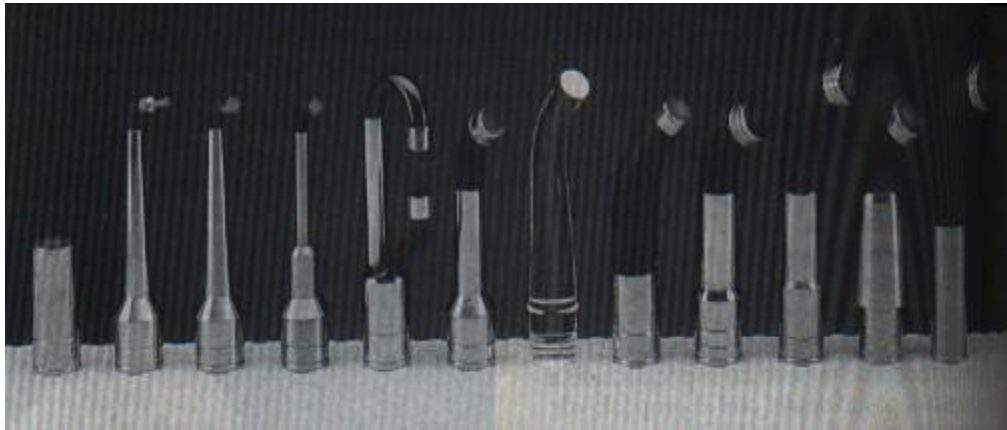
Filtro óptico: Se debe inspeccionar en lo que respecta a la ruptura y estrellamiento, debido al exceso de calor, se debe examinar y retirar los desechos que se acumulan y reducen la transmisión de la onda de luz. (Baratieri, 1996)

Reguladores del tiempo: Verificar los intervalos de tiempo que el fotopolimerizador posee, usando un reloj con marcador de segundos.

Ventiladores: Se deben mantener limpios y permitir una circulación adecuada al aire. (Baratieri, 1996)

Punteras de fibras ópticas: use siempre un plástico impermeable para evitar la contaminación de la superficie con adhesivos y resinas compuestas, la manipulación debe ser cuidadosa, pues el choque o caída puede causar la fractura, no se puede introducir la punta en soluciones desinfectantes, a menos que sea indicado por el fabricante. (Baratieri 1996). Fig. 3

Fig. 3 Variedad de punteras ópticas



(Baratieri 1996)

El más reciente desarrollo en lámparas de fotopolimerización son las lámparas de luz emitida por diodos. Son lámparas del tipo luminiscente basadas en la utilización de determinados materiales semiconductores que poseen la propiedad de polarizarse al ser atravesados por la corriente eléctrica emitiendo energía óptica en forma de luz visible (fenómeno de electroluminiscencia). El color de la luz emitida (longitud de onda) depende

del tipo de semiconductor utilizado en la confección del V-LED. Las ventajas de este sistema incluyen muy bajo peso; no necesitan refrigeración; no producen calor, por lo tanto son de libre mantenimiento, bajo consumo de energía permitiendo el uso de batería que evita la presencia molesta del cable. (Kurachi 2001)

Las unidades de LED's (Diodos Emisores de Luz) son muy resistentes a los golpes y a la vibración y su bajo poder de consumo las puede hacer portátiles. El bajo poder azul de las LED's (Diodos Emisores de Luz) basado en la tecnología de silicón carbide ha estado disponible por varios años. Con un poder de salida de 7 μm , sin embargo se considero débil para activar los materiales basados en resinas

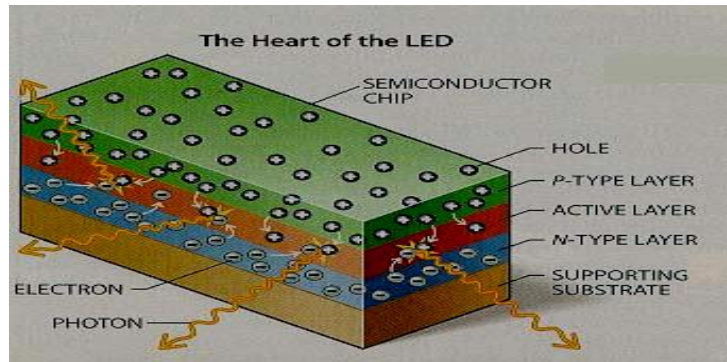
Fig. 4 Lámparas de luz emitida por diodos (LED's)



A diferencia de las lámparas halógenas, los LED's (Diodos Emisores de Luz) producen una luz azul por vía de una combinación de diferentes semiconductores. Una ventaja particular de este tipo de tecnología es que una emisión reducida de un espectro puede ser generado el cual es idealmente adecuado para la polimerización de las resinas. Como consecuencia, la luz emitida por las lámparas LED es mucho más eficiente no existiendo altas intensidades con sus inherentes inconveniencias (Kurachi, 2001).

En contraste a las lámparas halógenas, los diodos emisores de luz (LED's) no producen luz visible por el calentamiento de filamentos metálicos, sino por efectos mecánicos de cantidad. En términos simples LED's son la combinación de dos semiconductores diferentes i.e. los semiconductores "n-doped" y los "p-doped" (por sus siglas en inglés n-doped carga y lubricación negativa y p-doped carga y lubricación positiva). Los semiconductores n-doped poseen un exceso de electrones y los semiconductores p-doped los cuales carecen de electrones y poseen "hoyos". Cuando los dos tipos de semiconductores se combinan y un voltaje es aplicado, los electrones n-doped y los hoyos de los elementos p-doped se conectan. Como resultado una luz característica es emitida con una longitud de onda específica. (Kurachi, 2001).

Fig. 5 Estructura de un LED



from Scientific American, 2, 6367(2001)

El color de la luz de LED, la cual es su característica más importante, y es determinada por la composición química de la combinación del semiconductor. Los semiconductores son caracterizados por la así llamada brecha de banda. En los LED's esta brecha de banda es directamente utilizada para la producción de luz. Cuando los electrones en la combinación de semiconductores se relajan de un nivel de energía alto a uno bajo, la diferencia exacta de energía de la brecha de banda queda situada libremente en forma de un fotón. (Kurachi, 2001) Fig.5.

En comparación con lámparas convencionales, la luz producida por LEDs posee una angosta distribución de espectro. Esta es la diferencia principal entre la luz producida por LED's y lámparas halógenas. Cuando se utilizan los LED's con una brecha de banda confiable, estos producen únicamente el rango de longitud de onda deseado. Consecuentemente, este método

innovador de producción de luz es una forma mucho más eficiente de convertir una corriente eléctrica en una luz. (Kurachi, 2001).

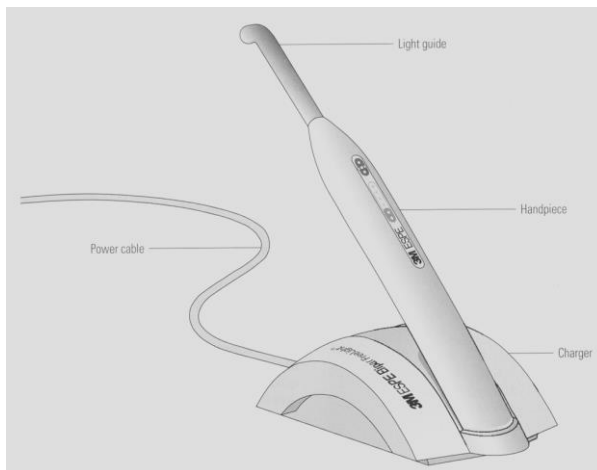
Según publicaciones de estudios entre lámparas halógenas y LED's (luz emitidas por diodos), se demostró que la mejor longitud de onda absorbida en los procesos de activación de resinas compuestas estuvo entre 410 y 500nm para ambas lámparas, pero LED's utiliza el 40% de la potencia de salida que la halógena, debido a su guía mas delgada, sin embargo; la radiación de esta es el 70% de la halógena y el pico de flujo de la LED's en el espectro fue a los 460nm donde es mucho mas concentrado que la banda de longitudes de onda de la halógena, y a los 468nm absorbe la camforoquinona la luz de la LED's, y con un tiempo de uso de 1000 horas y no presenta perdida de intensidad de iluminación por envejecimiento de la bombilla – (Jandt et al 2000, Kurachi 2001, Mills y col, 1999, Unterbrink y col, 1995).

Hoy en día los LED's son una alternativa prometedora en la polimerización por luz de los materiales dentales. El uso de LED's en odontología ha sido discutido desde el desarrollo de diodos azules en los 1990s. Se llevaron a cabo investigaciones importantes en este campo por investigadores en el Reino Unido y Japón. Las investigaciones hechas por Fujibayashi y col, han

demostrado que a una respectiva intensidad de luz de 100 mW/cm², la profundidad de polimerización y el rango de conversión de monómero de la resina fueron significativamente mejorados con un LED al ser comparado con una lámpara halógena. (Kurachi, 2001).

El estándar de las lámparas de polimerización LED descritas en la literatura reportan alcanzar intensidades de luz de 350 mW/cm². Los dispositivos convencionales halógenos logran intensidades mayores de dos a tres veces; sin embargo, un estudio que compara una lámpara de polimerización LED y una lámpara halógena de 755 mW/cm² reveló que no existe ninguna diferencia estadística significativa con respecto a resistencia a la flexión y módulo de elasticidad de los materiales polimerizados. Con respecto a la profundidad de polimerización con los materiales, el dispositivo LED logró ligeramente valores menores que la lámpara de polimerización halógena. (Kurachi 2001).

Fig. 6 Lámpara LED's



www. 3M ESPE. co

Tabla 2. Ventajas y desventajas de la lámpara LED's

Ventajas	Desventajas
<ul style="list-style-type: none">• La microelectrónica permite fabricar dispositivos más pequeños• No hay necesidad de sistemas de filtros• La alta eficiencia conlleva a:<ul style="list-style-type: none">- Desarrollo de baja temperatura (no se requiere de un ventilador)- Consumo bajo de energía (es posible la operación con batería)• La estructura puede ser completamente desinfectada al carecer y no requerir de hendeduras de ventilación.• Larga vida de servicio de los LEDs	<ul style="list-style-type: none">• Debido a su espectro de emisión angosto, la Lámpara de sólo puede polimerizar materiales con una absorción máxima entre 440 y 490nm (camforoquinona como foto iniciador)

(Baratiri, 1996)

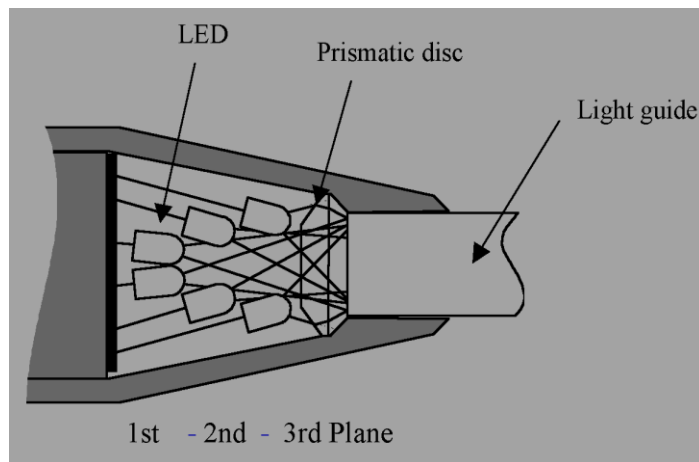
Los estudios arriba mencionados demuestran que la calidad de luz de polimerización no es exclusivamente debido a la intensidad de luz; también se debe tomar en cuenta el extremo angosto de absorción del sistema iniciador. Esto hace que el espectro emitido sea un factor importante y determinante en el desempeño de una lámpara de polimerización. La curva de absorción de la camforoquinona se extiende entre 360 a 520nm, con un máximo a 465nm. (Kurachi, 2001).

El espectro de emisión óptimo de una fuente de polimerización se encuentra entre 440 y 480nm. En los dispositivos de polimerización convencionales, 95% de la luz es emitida en longitud de ondas entre 400 y 510nm. De tal modo que la mayor porción de los fotones son emitidos por fuera del rango de espectro óptimo para fotopolimerizar. Estos fotones, no pueden ser absorbidos por la camforoquinona. En contraste, 95% del espectro emitido de los LED's azules esta situado entre 440 y 500nm. La emisión máxima de un LED azul es 465nm, la cual es idéntica que el máximo de la camforoquinona. La probabilidad de un fotón emitido por una lámpara de polimerización LED de ser absorbido por la camforoquinona es por lo tanto mayor que para una lámpara halógena. (Kurachi, 2001)

La siguiente conclusión puede ser tomada de las siguientes consideraciones: las lámparas LED poseen menor intensidad de luz que las lámparas

halógenas, pero su luz azul emitida puede ser utilizada con mayor eficiencia para comenzar la reacción de polimerización. (Kurachi, 2001).

Fig. 7 Diseño Técnico de la lámpara LED's



(www. 3M ESPE. Co)

En la lámpara de fotopolimerización LED's inalámbrica, la luz es producida por medio de 19 LED's los cuales se encuentran alineados en tres planos consecutivos. La distancia entre los planos, los ángulos de emisión de los conos de luz y los ángulos sobre los cuales se colocan los LED's son escogidos para permitir que los rayos de luz entren a la cara posterior de la guía de luz lo más directo posible. Los rayos del primer y segundo plano son difícilmente mostrados por los LED's instalados enfrente de ellos. Por lo tanto un ángulo de emisión angosto es necesario para los LED's situados a una mayor distancia de la guía de luz. El difusor del panel prismático no afecta la

trayectoria óptica mientras que los rayos de los dos primeros planos de LED's pasan a través del área plana del difusor. (Ashworth y col, 2000)Fig.6

Los LED's con un relativo ángulo ancho de emisión poseen una mayor intensidad de luz que los LED's con ángulos angostos. Los LED's con ángulo ancho fueron escogidos para el tercer plano porque la porción mayor de los rayos emitidos por estos LED's es utilizable debido a su corta distancia de la guía de luz. Sin embargo algunos de los rayos externos si estos no son obstruidos pueden atravesar la guía de luz debido a su amplio ángulo de emisión. Un difusor del panel prismático previene que esto suceda debido a su diseño geométrico dirigiendo los rayos de regreso dentro de la fibra óptica. Los rayos dirigidos primariamente dentro de la guía de luz pasan a través del área plana del difusor del panel prismático, como los rayos del primer y segundo plano, y por lo tanto estos son colectados sin impedimento. (Ashworth y col, 2000)

Otra propiedad favorable del difusor del panel prismático es la de proteger al LED's en orden de no contaminarse. Adicionalmente para acrecentar el poder de luz, y en el orden de minimizar la pérdida de intensidad de luz debido a la reflexión, el difusor se encuentra cubierto en ambos lados. (Kurachi, 2001).

El LED descrito anteriormente posee el beneficio de que las propiedades ópticas de los LED's por si solos (i.e. sus ángulos de emisión) sean utilizados para la concentración de luz. Por esta razón, un arreglo complejo de los colectores de luz no es requerido. (Sistemas de lentes, reflectores, fibras ópticas de enfoque, etc.). Esto es una ventaja, ya que estos sistemas ópticos complejos pueden sólo recolectar una fracción de cada emisión de los LED's, llevando a una pérdida significativa de intensidad de luz. Además, son más difíciles y caros de fabricar y requieren de mayor espacio que el orden ya descrito con anterioridad. (Kurachi, 2001).

Indicaciones: la Lámpara de Fotopolimerización LED's es un dispositivo de fotopolimerización universal para resinas, compómeros, adhesivos y materiales de ionómero de vidrio fotopolimerizables. En el orden de ser polimerizados en forma segura por la lámpara de fotopolimerización, estos materiales deben contener camforoquinona como fotoiniciador. Los materiales dentales con un sistema de fotoiniciador LED's diferente el cual posee un espectro de absorción por fuera del rango de 440-480nm no son compatibles con la lámpara de fotopolimerización. Los tiempos de polimerización de los materiales listados al ser polimerizados con la lámpara LED's, no varían de aquellos para las lámparas halógenas convencionales. (Kurachi, 2001)

El rango de luz está en los valores más altos de la camforoquinona, lo que las hace más efectivas con las resinas compuestas, pero no con las que contengan otro tipo de iniciador. La ventaja de esta lámpara se da por el poder que tiene el tiempo de vida de los diodos y por el gran potencial que alcanza clínicamente en la calidad de la polimerización de la resina compuesta. Jandt y col, 2000; Mills y col, 1999; Fujibayashi y col en 1998 observaron que las lámparas LED's producen la misma radiación que la emitida por la lámparas halógenas, sin embargo se observó que con LED's se logra una profundidad de polimerización mayor que la producida por la halógena- (Mills y col, 1999).

Hasta la fecha se han realizado investigaciones independientes que permiten aseverar que propiedades mecánicas como la dureza del material, profundidad de polimerización de la resina compuesta, el grado de conversión de los monómeros libres del material, su tensión flexural, módulo de elasticidad de las resinas compuestas, así como una disminución en la liberación del calor, permiten que esta tecnología brinde alguna garantía para poder utilizarla en la práctica clínica-(Nomoto y col, 2002 - Fay y col, 2002 , Harada y col, 2002 , Bouschchlicher y col, 2002) .

1.4. 3. Resinas compuestas

Las resinas simples, fueron desarrolladas en Alemania desde 1930 aproximadamente, compuestos de monómero y polímero de metil-metacrilato y como los silicatos, sus propiedades físicas fueron severamente limitadas para desempeñarse como restauraciones directas. (Chain y Baratieri, 2001)

Las resinas acrílicas activadas químicamente compitieron, con cierto éxito, con los silicatos, una vez que presentaban buena adaptación de color y podían ser pulidas. Poseían una alta tasa de contracción de polimerización (7%) y un alto coeficiente de expansión térmica, con relación a los tejidos dentarios ocasionando una adaptación marginal deficiente y como consecuencia una alta incidencia de caries recurrente. Su baja resistencia a la abrasión y alta absorción de agua causaron ablandamiento y con una estabilidad de color deficiente, constituyéndose en una serie de desventajas de muy alto riesgo clínico. (Chain y Baratieri, 2001).

Ante esas desventajas, surgieron las resinas compuestas en 1962. La resina compuesta puede ser definida como una combinación de materiales, generalmente formada por dos constituyentes que son insolubles entre si, formando un material resultante con propiedades generalmente superiores a las de sus constituyentes originales. Las resinas compuestas se encuentran

disponibles en odontología hace 35 años pero, su desarrollo como material restaurador empezó a finales de los 50, cuando Bowen comenzó sus investigaciones reforzando resinas epóxicas con partículas de carga. Bowen se motivó en esta línea de investigación una vez que las resinas epóxicas demostraban una polimerización muy lenta y una tendencia a la decoloración. Alcanzó su éxito mayor cuando la molécula orgánica de Bis-GMA fue desarrollada, a través de la combinación de las ventajas de las resinas epóxicas y de los acrilatos. El Bis-GMA satisfice plenamente las funciones como matriz resinosa de una resina compuesta que revoluciono el campo de la restauración de dientes anteriores, sustituyendo rápidamente los silicatos y las resinas acrílicas. La primera resina compuesta disponible comercialmente se denominaba ADDENT (3M) y fue lanzada en 1964 siendo constituida de una resina Bis-GMA en forma de polvo y líquido. En 1969 la resina Adaptic de J&J, primer sistema pasta a pasta comercialmente disponible. Lógicamente las resinas compuestas presentan cada año mejoras significativas en lo que se refiere a propiedades físicas y mecánicas, lo que ocasionó formulas actuales mejoradas, 20 veces mas resistentes al desgaste que la formulas originales. (Chain y Baratieri, 2001).

Muchas resinas dentales contienen altas cantidades de TEGDMA debido a su naturaleza hidrofílica es afín con medios acuosos como lo es la cavidad oral por lo tanto, interfiere con los tejidos orales. Estudios in Vitro revelan

que el TEGDMA es considerablemente citotóxico en varios cultivos celulares, también se ha observado que puede penetrar fácilmente las membranas y reaccionar con las moléculas intercelulares, se ha observado que puede producir alergia en ciertos pacientes y profesionales. Datos de estudios in Vitro e in vivo en animales y datos clínicos identifican que el TEGDMA puede contribuir considerablemente con efectos adversos tanto sistémicos como locales-(Geurtsen y col, 2001).

Las resinas compuestas poseen cuatro componentes básicos más importantes: una matriz resinosa, iniciadores de polimerización físicos o químicos, una fase dispersa de cargas y colorante y un agente de cobertura de las partículas de carga que es el silano. (Chain y Baratieri, 2001).

Matriz resinosa: en la mayoría de las veces esta constituida por monómeros diacrilatos alifáticos o aromáticos, siendo el Bis-GMA y el UDMA los más frecuentemente utilizados. Además de estos componentes posee monómeros diluyentes necesarios para disminuir la viscosidad de los monómeros que poseen alto peso molecular. Los monómeros mas utilizados son los dimetacrilatos tales como el TEGDMA, el cual proporciona mejores características de manipulación. (Chain y Baratieri, 2001).

Agentes iniciadores: los agentes iniciadores son químicos, que una vez activados dan inicio al proceso de polimerización. En los sistemas resinosos autopolimerizables a base de Bis-GMA por ejemplo el peróxido de benzoilo es el agente iniciador, que es utilizado con una amina terciaria la cual segmenta el peróxido de benzoilo en radicales libres. Ya en los sistemas fotopolimerizables una luz visible con extensión de onda que varía de 420 a 450nm activan las camforoquinonas. En las resinas compuestas químicamente polimerizada, el peróxido de benzoilo reacciona con 2% de amina terciaria para formar los radicales libres mientras que en las resinas fotopolimerizables 0.06% de camforoquinona y 0.04% de amina terciaria alifática son activadas por una luz visible para formar radicales libres. (Chain y Baratieri, 2001).

Partículas de carga: las partículas de carga ofrecen estabilidad dimensional a la matriz resinosa inestable, con el fin de mejorar sus propiedades. El primer efecto es la reducción de la contracción de polimerización seguido de menor absorción de agua y un menor coeficiente de expansión térmica, aumento de la resistencia de tracción y un mayor modulo de elasticidad. Las partículas de carga normalmente utilizadas son de cuarzo o vidrio obtenidos de diversos tamaños a través de un proceso de trituración siendo el cuarzo dos veces más duro y menos susceptible a la erosión que el vidrio. (Chain y Baratieri, 2001)

Agente de cobertura: es el material responsable por la unión de las partículas de carga a la matriz resinosa es muy importante en lo que se refiere a la mejora de las propiedades físicas y mecánicas ya que ofrece una transferencia de tensiones de la fase que se deforma más fácilmente (matriz) a la más rígida (carga). El agente de cobertura también ofrece una estabilidad hidrolítica, ya que previene la penetración de agua en la interfase resina-carga. Los agentes de cobertura son frecuentemente denominados silanos, pertenecen al grupo de los órganos silanos; son moléculas bipolares que poseen grupos metacrilatos los cuales forman conexiones covalentes con la resina de polimerización proporcionando una adecuada interfase resina-partícula de carga. (Chain y Baratieri 2001).

Sistema de activación: la tasa de conversión polimérica; o sea, la cantidad de monómero convertida en copolímeros es un proceso muy importante ya que repercute directamente sobre las propiedades físicas y mecánicas de las resinas compuestas. Los sistemas de activación actualmente utilizados son: el calor (termopolimerizable), la luz visible (fotopolimerizable) y componentes químicos (autopolimerizables). La termopolimerización se realiza en laboratorio, con un material de alto contenido de microrrelleno que polimeriza con calor y presión, proceso que elimina la porosidad-(Lutz y col, 1984), demostraron que el calor aumenta el grado de polimerización y mejora ciertas propiedades físicas como la dureza y la fuerza de tensión diametral, a

continuación se graban las superficies externas con chorro de arena y con una ayuda de un micrograbador. Se aplican dos capa sucesivas de Special Bond, un activador del compuesto, dicho activador actúa sobre la superficie del compuesto y si no se coloca antes de su cementación se produce microfiltración entre la interfase de la superficie interna de la restauración y el compuesto, se cementa la restauración con cemento dual y luego se procede a la polimerización, aplicando la luz sobre las superficies oclusales, bucales y linguales por 40 segundos en cada sentido. Es un sistema que ofrece la mayor tasa de conversión monómero-polímero, resultando una resina más rígida y más resistente a las manchas y a la fractura. El sistema fotopolimerizable resulta en una polimerización uniforme de la matriz resinosa, ofrece polimerización de buena calidad. El tercero y menos eficiente es el sistema de autopolimerización, en el cual un compuesto químico es utilizado para iniciar la reacción, los productos iniciadores están disponibles en dos pastas las cuales deben ser mezcladas. La desventaja del sistema es el método de mezcla por espatulación el cual es ineficiente ya que el producto final es heterogéneo molecularmente y débil por el aire que se incorpora en la mezcla del material, puesto que el oxígeno es inhibidor de polimerización. Otra desventaja de estos sistemas es la inestabilidad del color ya que los tipos de aminas terciarias son compuestos muy reactivos, donadores de electrones y reaccionan fácilmente para formar interacciones químicas complejas. Las aminas terciarias también son utilizadas en los

sistemas fotopolimerizables pero en menores concentraciones. (Chain y Baratieri, 2001)

Resina compuesta híbrida. Básicamente ofrecen la mejor combinación de las ventajas de macrorrelleno y las de microrrelleno. Las resinas compuestas híbridas modernas consisten en su mayoría de aproximadamente 10-20% en peso de micropartículas de vidrio de metales pesados (0.6 a 1 μ m) totalizando un porcentaje de carga entre 75 y 80% en peso, siendo que las micropartículas pueden ser añadidas a la composición en su forma pura, en partículas prepolimerizadas o en aglomerados. (Stansbury y col, 1990)

Resina compuesta por partícula de relleno cerámico pequeñas y medianas entre 0.01 a 3 de una partícula a otra en vez de absorber la fuerza ella misma. (Stansbury y col, 1990)

El segundo método por el cual la adición de microrelleno es porque da mayor dureza. Esto conduce a una mayor fuerza de dureza, deteniendo la propagación de las grietas en la resina. Cuantas más partículas de microrelleno exista, mayor la posibilidad que las resinas detengan la propagación de las grietas. (Chain y Baratieri, 2001).

Resinas empacables. Resina compuesta de alta viscosidad con material de relleno de tamaño mediano, diseñadas para zonas de alto contacto oclusal. En la búsqueda de soluciones se ha propuesto la utilización de las resinas empacables las cuales tienen como base un compuesto llamado PRIMM (Polymeric Rigid Inorganic Matriz Material) es un compuesto formado por una resina (BISGMA o UDMA) y un componente cerámico de relleno (Alumina y dióxido de silicio), con una disposición estructural diferente a los rellenos de las resinas híbridas. Las fibras cerámicas del PRIMM están organizadas formando una red a manera de esqueleto rígido, lo que se traduce en una mayor resistencia al desgaste. (Craig, 1997)

Algunas de estas formulaciones incorporan resinas mejoradas por procedimientos químicos e industriales como TEGDMA (trietileno-glicol dimetacrilato) o bisfenol A-dimetacrilatoetoxilato, que buscan disminuir la contracción de polimerización donde se logran estructuras poliméricas con mayor rigidez con diferente distribución de tamaño y forma de partículas llamadas en algunas “tecnología de partícula interpenetrada” mejorando a la vez las características humectativas de las partículas, facilitando su manipulación y conformación dentro de la cavidad, con menor escurrimiento y deformación. Poseen además diluyentes, iniciadores, inhibidores y

estabilizadores que las hacen menos sensibles a la luz, permitiendo un tiempo razonable de empaquetamiento. (Craig, 2001).

En algunas formulaciones la porción inorgánica de refuerzo pueden tener rellenos de hasta un 82% por peso, con un relleno primario de fluoruro-alumino-boro-silicato de vidrio con promedios de 60% de partículas de 0.6 μm , 20% de 3 a 5 micrones y 20% de sílica fundida de 0.04 micrones, tratada en la industria con un agente de enlace (vinil-silano) para que ambas fases (orgánica e inorgánica) actúen como una sola unidad estructural que permite un mejoramiento notables en todas sus propiedades físicas y mecánicas que los diferencia de las resinas compuestas híbridas. (Chain y Baratieri, 2001).

Otras formulaciones que contienen óxido de estroncio, alumina, sílice y óxido de bario, abogan por la incorporación de dos nuevos procesos tecnológicos. El primero menciona que las partículas de vidrio de estroncio son desmineralizadas creando una superficie porosa, aumentando el área de estas para conseguir una mayor silanización y penetración de la resina hasta en un 600% mejorando la retención de estas partículas de relleno primario y aumentando a la vez la resistencia al desgaste. En el segundo proceso, le son agregadas partículas de sílice submicron de 0.04 micrones tratadas con silanos que actúan como un relleno secundario. (Chain y Baratieri, 2001).

El índice de condensabilidad se ha descrito como la cantidad de fuerza que se requiere en gramos por milímetro cuadrado (g/mm^2) para empacar o deformar una resina compuesta; en la práctica se cuantifica como la capacidad para distender la banda matriz en procura de lograr el contacto interproximal con una mínima deformación antes de polimerizar la resina. (Chain y Baratieri, 2001).

1.4.4. Dureza

La dureza no es una propiedad completamente definida; puede tomarse como la cualidad que tienen los elementos para presentar mayor o menor resistencia al corte, a la abrasión, a la tracción, a la deformación, a la penetración o al rayado. Especialmente es la resistencia a la penetración en lo que se basan la mayoría de los ensayos normalizados de dureza. (Normas ICONTEC, 2001).

Debido a que la prueba de dureza toma apenas unos pocos segundos, no daña el espécimen y no necesita personal muy especializado para efectuarla. Una ventaja de esta prueba es que los resultados obtenidos son muy significativos por estar íntimamente relacionados con la microestructura y por lo tanto con las propiedades mecánicas del material. La dureza es un

concepto muy amplio, lo cual hace evidente la necesidad de varios métodos o escalas para determinarla. Los resultados obtenidos en cada escala no son convertibles directamente a otras pero existen tablas que dan idea general de la equivalencia. La relación de la dureza con otras propiedades es bien conocida. Al aumentar la dureza en general se aumenta la fragilidad y se pierde tenacidad, del mismo modo al aumentar la dureza aumenta la resistencia a la tensión y disminuye el alargamiento, la resistencia al choque y la maquinabilidad. (Normas ICONTEC, 2001)

La escala de dureza Vickers es especialmente usada en trabajos de investigación y la ventaja sobre las demás, consiste específicamente en que permite tomar durezas en materiales muy duros y muy blandos sin cambiar de método. El indentador en el método Vickers es una pirámide de diamante de base cuadrada y un ángulo de 136° , y una carga que dependiendo de la dureza va desde 1 hasta 120 kilos si bien la más utilizada es la de 10kgr. (Fig. 7)

El número de dureza Vickers (VHN) es hallado dividiendo la carga por el área de la huella dejada por el indentador. Tenemos la siguiente fórmula:

$$\text{VHN} = \text{Carga/superficie} = 1.854 P/d^2$$

Donde: P = Carga en Kgr.

d = Diagonal de la huella en mm.

(Norma ICONTEC 4, 2001).

Se ha utilizado como un indicador de la capacidad del material para resistir la abrasión o el desgaste, causado por dientes antagonistas, restauraciones antagonistas o el mismo cepillo dental. (Phillips, 1998 – Urabe y col, 1999)

Fig. 8 Durímetro de Vickers



El indentador en el método Vickers es una pirámide de diamante de base cuadrada y un ángulo de 136° , y una carga que dependiendo de la dureza va desde 1 hasta 120 kilos si bien la más utilizada es la de 10kgr. (Craig, 1997)

1.5. OBJETIVOS

1.5.1. Objetivo general

Determinar el grado de polimerización de resinas compuestas con luz halógena y luz emitida por diodos dependiendo del tipo de resina y el tiempo de exposición.

1.5.2. Objetivos específicos

-Evaluar el grado de polimerización de resinas compuestas híbridas con luz halógena y luz emitida por diodos con tiempos de exposición de 20" y 40".

-Evaluar el grado de polimerización de resinas compuestas empacables con luz halógena y luz emitida por diodos con tiempos de exposición de 20" y 40".

-Comparar las dos fuentes de luz halógenas y LED's en el grado de polimerización.

-Identificar la relación del tiempo de exposición y el grado de polimerización.

2. ASPECTOS TÉCNICO-METODOLOGICOS

2.1. TIPO DE ESTUDIO

Experimental invitro aleatorizado

2.2. OBJETO DE ESTUDIO

80 especimenes de resina compuestas:

40 especimenes de resina compuesta híbrida **3M™ Z100™**.

40 especimenes de resina compuesta empacable **3M™ Filtek™ P60**

2.3. MUESTREO

Probabilístico aleatorio.

2.4. MUESTRA.

10 especimenes x 2 lámparas x 2 resinas x 2 tiempos = 80 especimenes

2.5. VARIABLES DE ESTUDIO

Lámpara halógena

Lámpara de fotocurado 2500 3M de alta intensidad con una absorción de fotoiniciadores dentro de 400-500 nm, rango de optima absorción entre 470-480 nm y con excelente potencia de salida de 470 nm, con bombillo de 75 watos cuya vida promedia es de 23 horas, posee una guía de luz esterilizable, ventilador silencioso el cual se activa con la pieza y después de 1.5 minutos incrementa lentamente su actividad. Potencia de salida con una intensidad de 850mW/cm².

Lámpara LED'S Elipar Freelight.

Fig. 9. lampara LED's Elipar



[www. 3M ESPE. co](http://www.3MESPE.co)

Propiedades Técnicas. La lámpara de polimerización Elipar Freelight produce luz azul en una forma innovadora al utilizar tecnología LED. Por lo tanto, las investigaciones tecnológicas se han enfocado en comparaciones con unidades de polimerización convencionales. Las lámparas halógenas representan el estándar generalmente aceptado en el campo de polimerización por luz. En consecuencia, el objetivo de los siguientes estudios fue probar que a pesar de su baja intensidad de luz total, la lámpara de polimerización Elipar FreeLight permite una calidad de polimerización equivalente a aquella de las lámparas de polimerización halógena. (www.3MESPE.co)

Opciones y Modalidades de Exposición:

- Modo Estándar con toda la intensidad de luz durante el completo ciclo de exposición.

-Modo Exponencial con un continuo incremento en la intensidad de luz durante los primeros 12 s. Asegura un inicio en la reacción de polimerización suave, reduciendo la tensión debido a la contracción, especialmente en cavidades grandes. (www.3MESPE.co)

Opciones de tiempo de exposición:

10, 20, 30 o 40 segundos, respectivamente en la modalidad de polimerización estándar. 40 segundos en la modalidad de polimerización exponencial. . (www.3MESPE.co)

El cargador se encuentra equipado con un área integral de prueba de intensidad de luz. El dispositivo es expedido con una guía de luz turbo con un diámetro de salida de luz de 8mm. No deben ser utilizadas guías de luz de otros dispositivos de polimerización. ([www. 3M ESPE. co](http://www.3MESPE.co))

La pieza de mano se encuentra equipada con una función de "baja energía" para minimizar el consumo de energía de la batería recargable al mínimo. La función de baja energía se activa cuando la pieza de mano es colocada en el cargador, o al permanecer fuera de uso aproximadamente 10 minutos fuera del cargador. ([www. 3M ESPE. co](http://www.3MESPE.co))

Resina empacable.Filtek™ P60 3M. El mercado actual está comenzando a exigir materiales por separado para las restauraciones anteriores y posteriores. Algunos odontólogos exigen una mejor estética en las restauraciones anteriores de lo que actualmente logran con los materiales universales. Durante los últimos dos años, han sido introducidas resinas compuestas que dicen ayudar al odontólogo con algunas de las áreas de problema asociadas con la aplicación de resinas compuestas en restauraciones posteriores, e.g. formación de contactos interproximales y facilidad de aplicación. En consecuencia, el desarrollo e introducción del Restaurador Posterior 3M™ Filtek™ P60. ([www. 3M ESPE. co](http://www.3MESPE.co))

El restaurador para posteriores Filtek P60 es una resina compuesta radiopaca, fotopolimerizable, estética, específicamente diseñado para uso en restauraciones indirectas o directas del sector posterior. La adhesión a la estructura dental se logra al utilizar un sistema adhesivo dental como los Sistemas Adhesivos Dentales 3M™ Scotchbond Multipropósito 3M™ o Single Bond. ([www. 3M ESPE. co](http://www.3M ESPE. co))

El nuevo sistema de resinas del Restaurador Posterior 3M™ Filtek™ P60 consiste en 3 componentes principales. En el restaurador Filtek P60, la mayor parte del TEDGMA ha sido reemplazado por una mezcla de UDMA (uretano dimetacrilato) y Bis-GMA (6)1 (Bisfenol A polietilen glicol diéter dimetacrilato). Ambas resinas tienen un alto peso molecular y, por lo tanto, poseen menos enlaces dobles por unidad de peso. Los materiales con gran peso molecular también producen un impacto sobre la viscosidad mensurable. El alto peso molecular de la resina da por resultado una menor contracción, un envejecimiento reducido y una matriz de resina ligeramente más blanda. En forma adicional, estas resinas imparten una mayor hidrofobicidad y son menos sensibles a los cambios de la humedad atmosférica. ([www. 3M ESPE. co](http://www.3M ESPE. co))

El restaurador Filtek P60 está envasado en jeringas (dosis múltiples). Este restaurador se encuentra disponible en tres de los colores más

frecuentemente requeridos para uso posterior que corresponden al sistema de colores más comúnmente utilizado: A3, B2, C2. ([www. 3M ESPE. co](http://www.3M-ESPE.co))

El material se aplica en capas y se polimeriza en la cavidad. El espesor máximo del incremento es de 2,5 mm. Cada capa se debe polimerizar durante 20 segundos. ([www. 3M ESPE. co](http://www.3M-ESPE.co))

Indicaciones de uso. El Restaurador para Posteriores 3M™ Filtek™ P60 está indicado para ser utilizado en los siguientes tipos de restauraciones:

- Restauraciones posteriores directas
- Técnica Sandwich con un ionómero de vidrio modificado con resina.
- Reconstrucción de cúspides
- Reconstrucción de muñones
- Ferulizaciones
- Restauraciones posteriores indirectas que incluyen inlays y onlays.

Resina Híbrida Restaurador 3M™ Z100™.

Este restaurador proporcionó a los odontólogos un material que ofrecía muy buena estética, dureza y resistencia al desgaste.

El examen de la composición del Z100 estableció la creencia de que al modificar el sistema de resinas daría por resultado propiedades mejoradas. El sistema de resinas del Z100 se compone de BIS-GMA (dimetacrilato éter diglicidilo bisfenol A) y TEGDMA (dimetacrilato tri[etileno glicol]). (www. 3M ESPE. co)

La gran concentración de un componente de bajo peso molecular, TEGDMA dio como resultado un sistema que ofrecía las siguientes ventajas:

- Un alto número de uniones dobles por unidad de peso, sobre una estructura vertebral flexible, dio la oportunidad de tener una gran conversión en las uniones dobles durante la polimerización.
- La poca viscosidad de la resina permite una mayor carga de material de relleno que únicamente con el BIS-GMA.
- El alto grado de enlaces cruzados y de moléculas compactas crea una matriz de resina muy dura.

No obstante, la concentración de TEGDMA también permite algunas oportunidades de mejoras.

- El peso molecular relativamente bajo del TEGDMA contribuye al envejecimiento de la resina compuesta sin polimerizar especialmente en las cápsulas en las que existe una proporción alta entre el área de la superficie por volumen de pasta. Este material es lábil, lo suficiente para migrar hacia las paredes de la cápsula, produciéndose un espesamiento de la resina compuesta.

- El bajo peso molecular y el gran número resultante de uniones dobles por unidad de peso producen un alto grado de enlaces cruzados, creando una resina compuesta dura y muy rígida, con una cantidad relativamente alta de contracción.

- El TEGDMA es algo hidrofílico. Las diferencias en el contenido de humedad de la pasta pueden contribuir al engrosamiento o reblandecimiento de la misma en la cápsula, dependiendo del contenido de humedad ambiental del aire circundante bajo condiciones climáticas extremas.

Tabla 3. Variables Independientes

VARIABLES INDEPENDIENTES			
NOMBRE DE LA VARIABLE	DEFINICIÓN	ESCALA DE MEDICIÓN	CATEGORIZACIÓN
Tipo de lámpara	El tipo de emisión de la luz de la lámpara de polimerización	Nominal	Diodos halógena
Tipo de resina	Tipo de resina según tamaño de partícula de material de relleno	Nominal	Híbrida empacable
Tiempo	Tiempo de aplicación de la luz de la lámpara sobre los especímenes	Discreta	40" 20"

Tabla 4. Variables dependientes

VARIABLES DEPENDIENTES				
VARIABLE	DEFINICIÓN	OPERACIONALIZACIÓN	ESCALA DE MEDICIÓN	MEDICIÓN
Dureza	Resistencia al corte, abrasión, tracción, deformación, penetración o rayado.	Intervalo	Continua	Numero VICKERS (VHN)

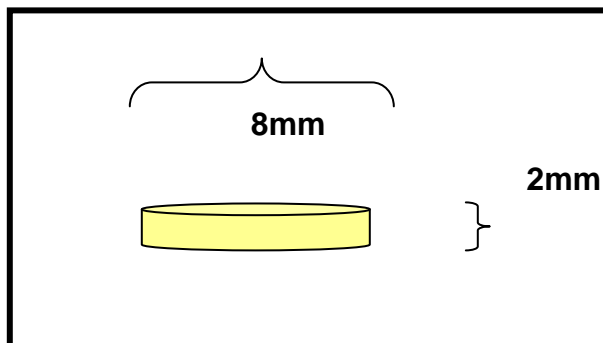
Tabla 5. Variables intervinientes controladas

VARIABLES INTERVINIENTES CONTROLADAS
1. Tiempo de uso de la lámpara.
2. Voltaje.
3. Profundidad de la polimerización.
4. Tamaño del espécimen.
5. Distancia de la polimerización.
6. Color de la resina.

2.6. PROCEDIMIENTO

Los especímenes se realizaron en moldes de acero inoxidable con un diámetro de 8mm y 2mm de profundidad

Fig. 10 Diseño del espécimen



Descripción del procedimiento

1. Se lubrico el molde con una silicona en spray, se frotó bien con un pañito retirando los excesos dejando justo una capa delgada.

Fig. 11



2. Se colocó el molde de acero inoxidable encima del portaobjetos.

Fig. 12



3. Se empacó la resina en el molde con el instrumento FP3, para impedir las burbujas de aire alrededor, se inició hacia el centro del molde y cuidadosamente se presionó hacia los lados; se incorporó evitando que la resina se plegara sobre si misma. Se mantuvo siempre una presión ligera desde el instrumento hacia

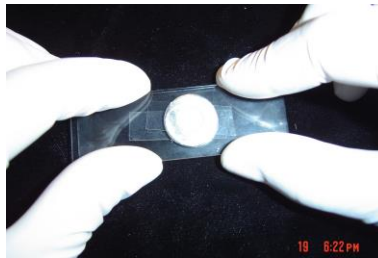
los lados del molde para impedir que la resina se alejara de las paredes y evitar la formación de burbujas.

Fig. 13



4. Se retiraron los excesos usando un bisturí. Se puso este instrumento en el centro llevándolo hacia el borde del molde.
5. Se colocó el acetato sobre el molde y se hizo presión con una prensa. La resina debajo del acetato presentó un aspecto uniforme y liso.

Fig. 14



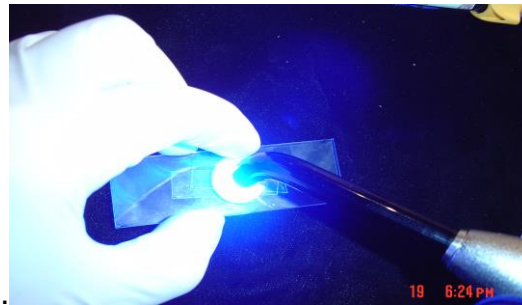
6. Se ubicó la lámpara sobre la resina apoyándola sobre el plano del portaobjeto. (distancia resina-lámpara: 2mm).

Fig. 15



7. Se fotoactivó la resina según los tiempos establecidos en el estudio (20" y 40")

Fig. 16



8. Este procedimiento se repitió para cada tipo de resina con cada una de las lámparas del estudio.
9. Cada espécimen se rotuló según resina, lámpara y tiempo
10. Sobre la hoja de registro se llenó los siguientes datos: tipo de resina, tipo de lámpara y tiempo de fotoactivación.
11. Se retiró el acetato y el portaobjeto. Se retiró el espécimen del molde.

Fig. 17



12. Se siguió el mismo procedimiento para todos los especímenes teniendo en cuenta características de cada grupo

Fig. 18



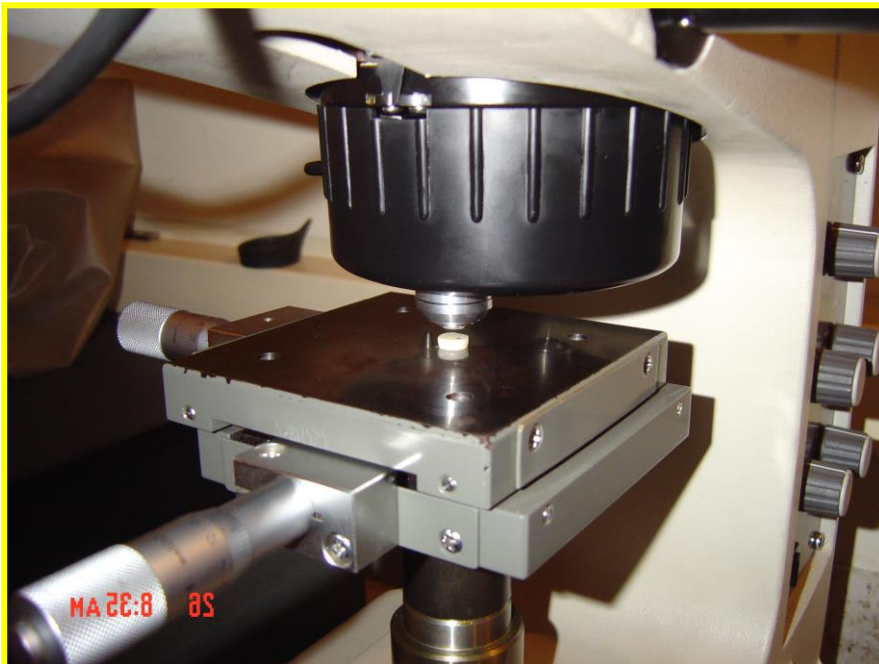
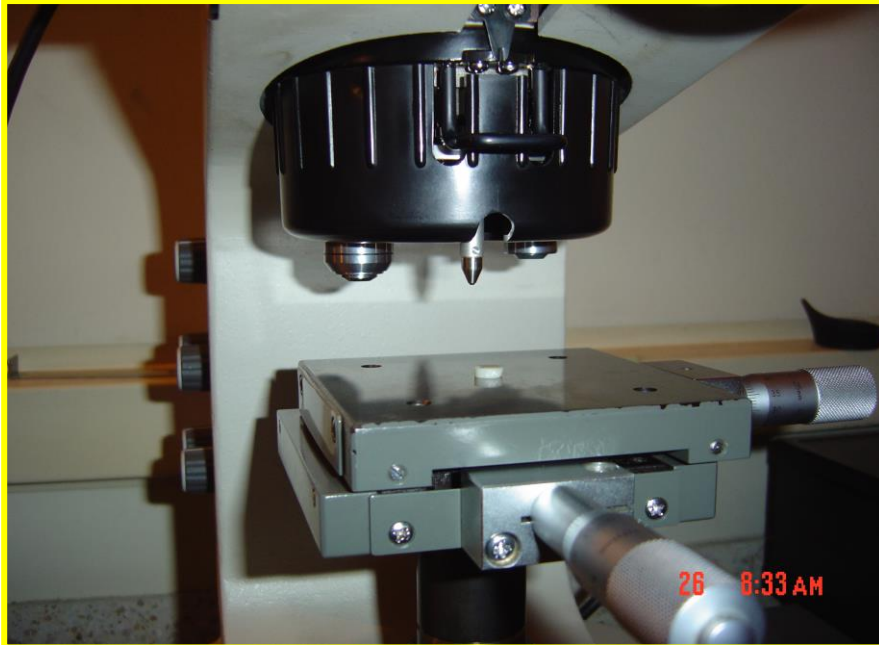
14. Los especímenes fueron almacenados por grupos en tarros oscuros debidamente marcados en agua a temperatura ambiente durante 48 horas.

Fig. 19



15. Se midió y registró con el durómetro de Vickers en el centro del espécimen y a dos sitios adicionales desde el centro a lo largo del mismo diámetro. Se registrarán las medidas como T1 (indentación en el centro), T2 y T3. (Fig. 20)

Fig. 20



16. Se analizaron las huellas de los especímenes en el analizador de imágenes.

Fig. 21



17. Se pudo observar la huella dejada por el indentador Vickers en cada espécimen. (Fig. 22)

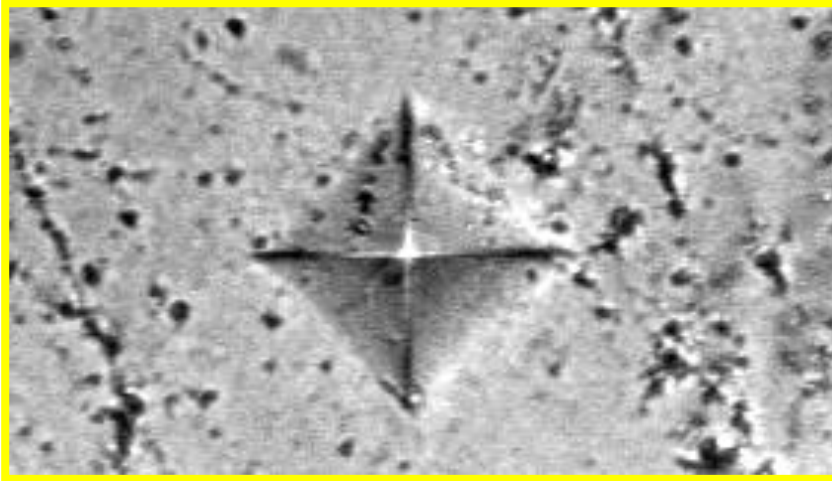


Fig. 22

18. Para hallar el número de dureza Vickers se dividió la carga aplicada por el área de la huella dejada por el indentador

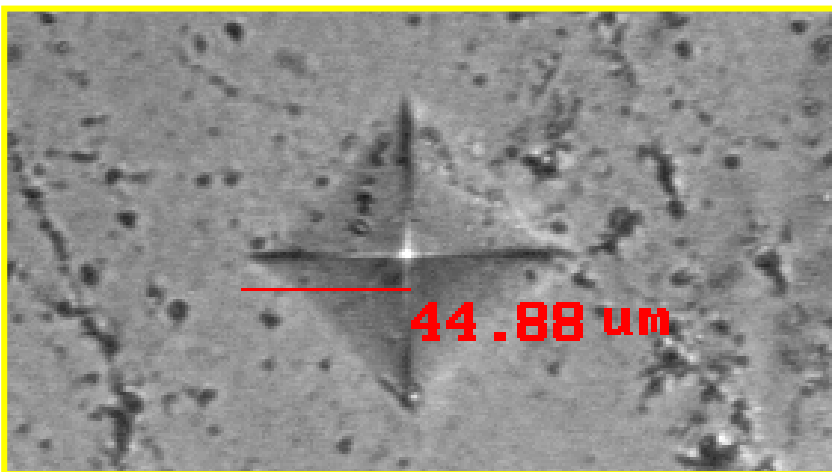


Fig. 23

Prueba Piloto. Se realizó una prueba piloto con el propósito de probar el diseño del molde de acero inoxidable para la elaboración de los especímenes, calibración de las lámparas, calibración del durímetro, realizar pruebas de dureza previas a las pruebas definitivas y así evaluar la factibilidad de llevar a cabo la investigación y ver los posibles inconvenientes que se pueden presentar a lo largo de esta. Se hicieron 4 especímenes 2 de resina compuesta empacable polimerizados con luz halógena durante 20" y 40", y 2 de resina compuesta híbrida polimerizados uno con luz halógena durante 20" y otro con LED's durante 20".

Se siguieron todos los pasos del procedimiento para realizar los especímenes se realizaron las pruebas con el indentador de Vickers y se obtuvo los siguientes resultados:

Lámpara Halógena Resina Empacable Tiempo 20"			Lámpara Halógena Resina Empacable Tiempo 40"			Lámpara Halógena Resina Híbrida Tiempo 20"			Lámpara LED's Resina Híbrida Tiempo 20"		
T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
67	73	72	77	84	83	138	136	133	119	116	123

2.7. INSTRUMENTOS PARA LA RECOLECCIÓN DE DATOS

La recolección de los datos se realizó en tablas como se muestra en la fig. 6. En la primera columna se registró el número del espécimen, en la segunda columna se registró los resultados de la lámpara halógena con resina empacable y un tiempo de exposición de 20", en la tercera columna se registró los resultados de la lámpara LED's con resina empacable y un tiempo de exposición de 20", en la cuarta se registró la lámpara halógena con resina híbrida con un tiempo de exposición de 20" y en la quinta columna se registró los resultados de la lámpara LED's con resina híbrida con un tiempo de exposición de 20". En la tabla 7 en la primera columna se registró el número del espécimen, en la segunda columna se registró los resultados de la lámpara halógena con resina empacable y un tiempo de exposición de 40", en la tercera columna se registró los resultados de la lámpara LED's con resina empacable y un tiempo de exposición de 40", en la cuarta se registró la lámpara halógena con resina híbrida con un tiempo de exposición de 40" y en la quinta columna se registró los resultados de la lámpara LED's con resina híbrida con un tiempo de exposición de 40".

Tabla 6. Resultados luz halógena y LED's con tiempo de exposición de 20''

N° Esp	Lámpara Halógena Resina Empacable Tiempo 20''			Lámpara LED's Resina Empacable Tiempo 20''			Lámpara Halógena Resina Híbrida Tiempo 20''			Lámpara LED's Resina Híbrida Tiempo 20''		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
1												
2												
3												
4												
5												
6												
7												
8												
9												
10												

Tabla 7. Resultados luz halógena y LED's con tiempo de exposición de 40''

N° Esp	Lámpara Halógena Resina Empacable Tiempo 40''			Lámpara LED's Resina Empacable Tiempo 40''			Lámpara Halógena Resina Híbrida Tiempo 40''			Lámpara LED's Resina Híbrida Tiempo 40''		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
1												
2												
3												
4												
5												
6												
7												
8												
9												
10												

2.8. TABULACION Y ANALISIS DE LOS RESULTADOS

PRUEBA DE MICRODUREZA

La prueba de microdureza Vickers (VHN) a una carga de 300 Kgs, utilizando un indentador de microdureza vickers **LECO® M-400 A MICROHARDENESS TESTER (OBJ. LENS-55X)** El indentador en el método Vickers es una pirámide de diamante de base cuadrada y un ángulo de 136°. Se colocaron los especímenes en el durómetro, se eligió el lugar de las 3 indentaciones. Se hicieron las indentaciones a 300 kgs y se llevaron al analizador de imágenes donde se realizaron las medidas de las indentaciones.

En el análisis estadístico se procedió a la sistematización de la información en el programa Excel versión 2000, se depuró y procesó en el paquete estadístico para ciencias sociales SPSS, versión 10.

La prueba que se realizó para analizar los resultados del estudio fue ANOVA de dos vías paramétrica, se usó ANOVA de 2 vías por lo que hay 2 variables con cada lámpara, se escogieron para cada lámpara la combinación de resina y tiempo; luego se realizó una comparación múltiple de promedios con la prueba de Bonferroni.

RESULTADOS MICRODUREZA VICKERS ESPECIMENES

CARGA DE 300 GRAMOS

HALOGENAS

Tabla 8

N° Esp	Lámpara Halógena Resina Empacable Tiempo 20"			Lámpara Halógena Resina Empacable Tiempo 40"			Lámpara Halógena Resina Híbrida Tiempo 20"			Lámpara Halógena Resina Híbrida Tiempo 40"		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
1	64	68	72	79	84	87	138	139	134	115	116	128
2	62	64	69	72	70	75	135	130	130	126	111	109
3	62	65	71	77	81	77	135	137	133	114	117	112
4	63	66	70	75	83	86	130	136	127	128	123	118
5	63	64	69	75	80	86	133	134	139	127	123	127
6	62	63	71	78	81	73	137	130	134	113	115	127
7	65	67	69	74	70	81	134	131	137	129	125	122
8	64	67	71	78	82	86	138	136	133	114	119	116
9	64	68	72	72	84	87	138	133	138	111	117	115
10	63	66	70	79	83	86	133	138	136	126	116	129

LUZ EMITIDAS POR DIODOS (LED'S)

Tabla 9

N° Esp	Lámpara LED's Resina Empacable Tiempo 20"			Lámpara LED's Resina Empacable Tiempo 40"			Lámpara LED's Resina Híbrida Tiempo 20"			Lámpara LED's Resina Híbrida Tiempo 40"		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
1	89	88	88	77	81	85	118	120	126	139	138	134
2	82	86	84	77	76	75	135	139	137	130	129	124
3	83	87	88	80	77	75	120	121	122	128	125	125
4	85	87	83	77	84	78	123	123	126	127	128	131
5	83	84	83	78	78	76	134	133	134	132	139	137
6	85	84	87	82	77	81	135	135	137	126	129	127
7	83	82	82	81	79	77	133	132	135	132	133	133
8	85	86	88	79	80	85	120	122	126	126	128	126
9	83	85	89	85	88	84	137	139	136	129	130	130
10	83	88	85	85	81	78	125	132	135	139	138	135

RESULTADOS

Una vez se llevaron a cabo las pruebas de dureza, se obtuvieron los resultados, los cuales fueron la base para realizar el análisis estadístico. Se realizó un promedio de las tres indentaciones (Tabla 3).

Tabla 10. Promedio de las tres lecturas a 20" y 40"

Halo. emp.20	LED emp.20	Halog. hib.20"	LED hib. 20"	Halog emp.40	LED emp.40	Halog. hib.40	LED hib.40
68	88,3	137	121,3	83,3	81	119,6	137
65	84	131,6	137	72,3	76	115,3	127,6
66	86	135	121	78,3	77,3	114,3	126
66,3	85	131	124	81,3	79,6	123	128,6
65,3	83,3	135,3	133,6	80,3	77,3	123,3	136
65,3	85,3	133,6	135,6	77,3	80	118,3	127,3
67	82,3	134	133,3	75	79	125,3	132,6
67,3	86,3	135,6	122,6	82	81,3	116,3	126,6
68	86	136,3	137,3	81	83,6	114,3	129,6
66,3	85,3	135,6	130,6	82,6	81,3	123,6	137,3

Se observó que el promedio de mayor dureza se dio en lámpara halógena, resina híbrida a 20" y el promedio de menor dureza fue halógena empacable a 20".

Se observó el mayor promedio de dureza en lámpara LED's, resina híbrida a 40" y el menor promedio en lámpara halógena resina empacable a 40"

Análisis factorial

Efecto principal: Tiempos

Segundo efecto: Resinas

Efecto menor: Lámparas

Tabla 11. ANOVA de dos vías para resina Vs. tiempo Lámpara halógena

ANOVA DE DOS VIAS PARA RESINA Vs. TIEMPOS LÁMPARA HALÓGENA					
Entre columnas(tiempos) ⁽⁺⁾	29181,6	1	29181,6	1597,24	2,00E-31
Interacción resina-tiempo ⁽⁺⁾	1968,41	1	1968,41	107,7	2,00E-12
Residual	657,73	36	18,27		
TOTAL	31820,736	39			

⁽⁺⁾El efecto de las resinas no es significativo; los tiempos y la interacción son muy significativos

Tabla 12. ANOVA de dos vías para resina Vs. tiempo lámpara LED's

ANOVA DE DOS VIAS PARA RESINA vs TIEMPOS Lamp.LED					
Fuente de variación	d.c.	g.l.	s.c.	F	P
Entre filas (resinas)	46,44	1	46,44	2,54	0,1197
Entre columnas-tiempos ⁽⁺⁾	22881,87	1	22881,87	1252,4	1,00E-29
Interacción ⁽⁺⁾ resina-tiempo	114,58	1	114,58	6,27	0,0169
Residual	657,73	36	18,27		
TOTAL	23700,62	39			

⁽⁺⁾ El efecto de las resinas en esta lámpara no es significativo. La interacción si es significativa

d.c= Diferencia cuadrática

F= Parámetro de Fisher

s.c= Suma cuadrática

g.l= Grado de libertad

p= Probabilidad

El procedimiento estadístico a ser utilizado para dar solución a las hipótesis propuestas fue el análisis de varianza de dos vías paramétrica con un diseño completamente aleatorizado, a un nivel de significancia de 0,05. (Tabla 11, tabla 12)

En la prueba de Bonferroni si $p < 0.002$ es significativa.

Tabla 13. Comparación múltiple de promedios Bonferroni

PROMEDIOS COMPARADOS	p significativa < 0.002		S: Significativo	NS: No significativo
	P	Significado		
Halógeno Emp. 20 vs LED Emp. 20	5.4 E-15	S		
Halógeno Emp.20 vs Halog Hibrid 20	2.6 E-21	S		
Halógeno Emp. 20 vs LED hibrida 20	1.2 E-10	S		
LED Emp. 20 vs halóg.hibrid 20	7 E-22	S		
LED Emp. 20 vs LED.hibrida 20	1.5 E-9	S		
Halog hibrida.20 vs LED hibrida 20	0,05058	NS		
Halógeno Emp. 40 vs LED Empac. 40	0,8261	NS		
Halógena Emp. 40 vs Halog Hibrida 40	1.7 E-14	S		
Halógeno Emp. 40 vs LED hibrida 40	7 E-16	S		
LED Emp 40 vs Halóg.hibrida 40	3,00E-13	S		
LED Emp. 40 vs LED.hibrida 40	4 E-14	S		
Halog hib.40 vs LED hibrida 40	1,30E-05	S		
Halog Emp. 20 vs Halog Emp. 40	3.9 E-7	S		
LED Emp. 20 vs LED Emp 40	1.2 E-5	S		
Halógeno hibrid 20 Vs halógeno hibrid 40	1,50E-07	S		
LED hybrid 20 vs LED hybrid 40	0,6359	NS		
Halog.Emp. 20 vs LED Emp. 40	5.4 E-10	S		
Halog.Emp. 20 vs Halog.hib. 40	2,00E-12	S		
Halog.Emp. 20 vs LED hib. 40	7,00E-13	S		
LED Emp.20 vs Halog hib. 40	0,00044	S		
LED Emp. 20 vs LED hib. 40	2,40E-11	S		
Halog hib 20 vs LED hib. 40	3,58E-02	NS		
Halog. Hib.20 vs LED hib. 40	2,50E-12	S		
LED hib 20 vs LED emp.20	3 E-16	S		

Luego en la diferencia significativa en los grupos se aplicaron pruebas de comparación de rangos múltiples de promedios de Bonferroni (Tabla 13).

En cuanto a la comparación de los promedios de acuerdo a la prueba de Bonferroni tenemos que si p es mayor a 9,5 es significativa porque p es menor que 0,05.

Al comparar los promedios con la prueba se encontró que los siguientes grupos no son significativos:

Grupo 3 - Grupo 4
Halógena-híb-20" Vs. LED's-híb-20"

Grupo 5 - Grupo 6
Halógena-emp-40" Vs. LED's-emp-40".

Grupo 4 - Grupo 8
LED's-híbrida-20" Vs. LED's-híbrida-40".

Grupo 3 - Grupo 8
Halógena-híbri-20" Vs. LED's híbrida-40"

Grupo 4 - Grupo 3
LED's híbrida-20" Vs. Halógena-híbrida20"

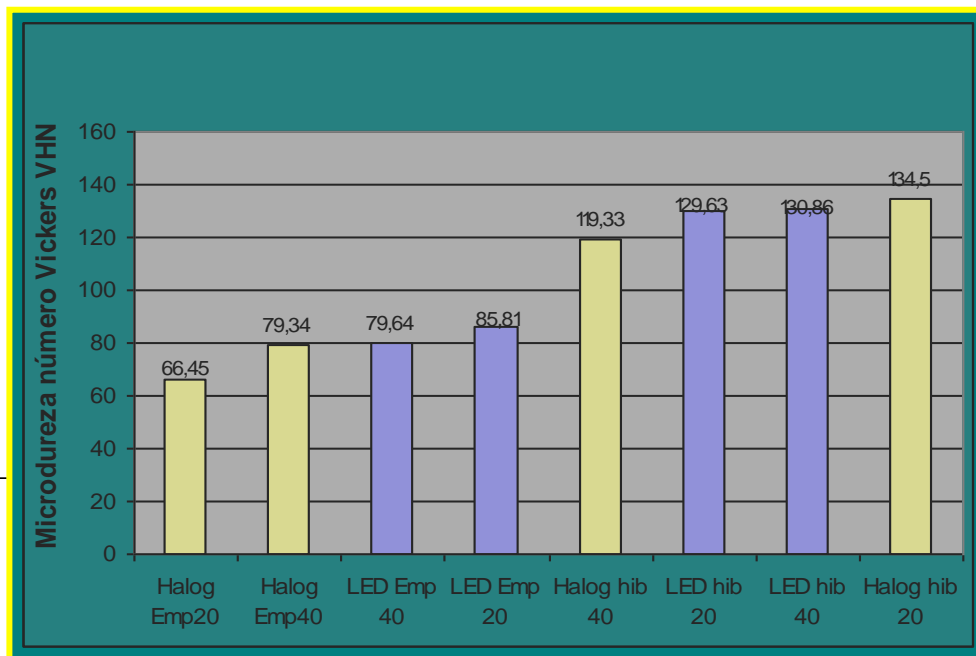
Gráficamente se puede observar el comportamiento y la comparación entre los promedios de dureza entre los grupos y su desviación estándar, representados por la línea vertical de cada columna. (Tabla 14)

Tabla 14. Resultados por grupo

	Halog Emp 20	LED Emp 20	Halog hib 20	LED hib 20
Promedio	66,45	85,81	134,5	129,63
desv.std.	1,09	1,68	1,96	6,7
	Halog Emp. 40	LED Emp 40	Halog hib 40	LED hib 40
Promedio	79,34	79,64	119,33	130,86
desv.std.	3,57	2,3	4,22	4,47

Los promedios de dureza más altos se observaron en LED's-Híbrida-40" y Halógena- Híbrida -20"

Tabla 14. Promedios ordenados de dureza



Se encontraron promedios similares de microdureza entre la lámpara halógena con resinas empacables a 40" Vs. lámpara LED's con resina empacable a 40" y lámpara LED's con resina híbrida a 20" Vs. lámpara LED's con resina híbrida a 40".

4. DISCUSIÓN

Las resinas compuestas se introdujeron en los 70 revolucionando la odontología clínica maximizando el tiempo de trabajo y minimizando el tiempo en el sillón. Los métodos y dispositivos para preparar resinas han involucrado cambios que van desde la polimerización química hasta el moderno método de fotopolimerización; por muchos años la lámpara halógena ha sido ampliamente utilizada con relación a otros dispositivos por ser una alternativa práctica para la polimerización de la resina. (Karachi y col, 2001)

Las resinas solidifican cuando polimerizan, la polimerización ocurre a través de una serie de reacciones químicas en las cuales las macromoléculas o el polímero es formado de un gran número de moléculas conocidas como monómeros. ⁽³⁰⁾

Así como se han estudiado sistemas que reducen la contracción de polimerización, se ha investigado la relación del grado de conversión monómero-polímero. (Anset y col, 1996) Largas exposiciones se han utilizado para mejorar las propiedades de los materiales. (Matsumura y col, 1986)

Las lámparas halógenas, son los dispositivos de polimerización dental empleados con mayor frecuencia, emiten un espectro continuo del cual solo una pequeña parte puede ser usada para la iniciación de la polimerización. Una gran porción de la luz emitida es de una longitud de onda no efectiva y ésta debe de ser filtrada. A

pesar de que la longitud de onda remanente llegue a la cavidad, esta luz es de ninguna forma o solo parcialmente, efectiva para promover la polimerización. También puede causar un aumento. (Baratieri, 2001)

La profundidad de activación se ve afectada en numerosas publicaciones de una manera subjetiva, ya que algunos autores reportan que la intensidad aumentada al doble de las unidades de polimerización actuales incrementan la profundidad de activación aproximadamente en un 15%, pero a profundidades de 4.5mm las diferentes intensidades de luz ya no tienen diferencias significativas. Las resinas responden de una manera en cuanto a la intensidad de luz y al modo de activación. (Unterbrink y col, 1995)

El estándar de las lámparas de polimerización LED descritas en la literatura reportan alcanzar intensidades de luz de 350 mW/cm². Los dispositivos convencionales halógenos logran intensidades mayores de dos a tres veces; sin embargo, un estudio que compara una lámpara de polimerización LED y una lámpara halógena de 755 mW/cm² reveló que no existe ninguna diferencia estadística significativa con respecto a resistencia a la flexión y módulo de elasticidad de los materiales polimerizados. Con respecto a la profundidad de polimerización con los materiales, el dispositivo LED logró ligeramente valores menores que la lámpara de polimerización halógena. (Karachi y col, 2001)

Hasta la fecha se han realizado investigaciones independientes que permiten aseverar que propiedades mecánicas como la dureza del material, profundidad de polimerización de la resina compuesta, el grado de conversión de los monómeros libres del material, su tensión flexural, módulo de elasticidad de las resinas compuestas, así como una disminución en la liberación del calor, permiten que esta tecnología brinde alguna garantía para poder utilizarla en la práctica clínica. (Nomoto y col, 2002; Fay y col, 2002; Harada y col, 2002; Bouschlicher y col, 2002)

Fujibayashi y col encontraron que la lámpara LED's produce la misma irradiación que la lámpara halógena presentando una profundidad de polimerización mayor. (Chen y col, 1999)

Las resinas usadas en este estudio son del mismo color pero de diferente composición, se ha demostrado que la composición de una resina afecta la profundidad de polimerización, al ser las partículas de relleno más pequeñas, mayor es la polimerización, la luz alcanza a penetrar pequeñas partículas de resina, sin embargo; hay más dificultad para penetrar regiones más profundas del material y alcanzar mayores irradiaciones o el tiempo de exposición adecuado.

5. CONCLUSIONES

Los resultados muestran que se alcanzó mayor grado de polimerización con la lámpara halógena , resina híbrida y un tiempo de exposición de 20", estadísticamente igual al grado de polimerización alcanzado con lámpara LED's, resina híbrida y 40".

En el caso de la lámpara halógena el efecto de las resinas no es significativo pero los tiempos y la interacción de resina tiempo si es significativa. En el caso de las lámpara LED's el efecto de las resinas no es significativo pero el efecto de los tiempos y de la interacción de los factores resina y tiempo si es significativo.

De las tres variables la que más influyó fue el tiempo y la de menor influencia fue el tipo de lámpara. El comportamiento de las lámparas es diferente según el tipo de resina.

6. RECOMENDACIONES

- Para aclarar conceptos del grado de polimerización se recomienda realizar futuras investigaciones de tipo estudio clínico controlado para acercar más los resultados a la realidad clínica.

- Es necesario hacer las pruebas en un mayor número de muestras, en los tiempos donde la dureza no es óptima para realizar cuadros de comportamiento y para verificar la estabilidad del proceso de polimerización de las resinas compuestas.
- Es importante realizar estudios que correlacionen dureza y grado de conversión en los tiempos mínimos de exposición.

BIBLIOGRAFIA

1. **KURACHI C., TUBOY A., MAGALHAES D., BAGNATO V.:** Hardness evaluation of dental composite polymerized with experimental LED-based devices. Dent Materials. 2001; 17-309-315.
2. **JANDT K., MILLS R., BLACKWELL G., ASHWORTH S.:** Depth of Cure and Compressive of Dental Composites Cured with Blue Light Emitting Diodes, Dentals Materials, 2000, 16; 41-47.
3. **MILLS R.W., and ASWORTH S.H.:** Dental Composite Depth Of Cure With Halogen And Blue Light Emitting Diode Technology, British Dental Journal 1999, Inglaterra Volumen 186, No 8 1.
4. **YAP A., SENEVIRATNE C.:** Influence of Light Energy Density on Effectiveness of Composite Cure, Operative Dentistry, 2001, 26, 460-466, Singapore.
5. **ERICK J., WELCH F.:** polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on post-operative sensitivity, Quintessence International, 1986 17, 83.
6. **CAUGHMAN W.:** Clinical guidelines for photocuring restorative resins, J Amer Dent Assoc, 1995, 126: 1280-1286.
7. **MILLS R. W.:** Blue light emitting diodes- an alternative method of light curing, British Dental Journal, 1995, 178, 169.

8. **MILLS R.W., and ASWORTH S.H.:** Dental Composite Depth Of Cure With Halogen And Blue Light Emitting Diode Technology, British Dental Journal 1999, Inglaterra Volumen 186, No 8 1.
9. **FUJIBAYASHI K, ISHIMARU K, TAKAHASHI N.:** newly developed curing unit using blue light-emitting diodes, Dent. Jpn 1998, 34, 49-53.
10. **NOMOTO R. and HIRANO S.:** Effect of Non Tungsten-Halogen light curing units. J. Dent. Res. 2002; 8(sp. Iss A) Abs: 473.
11. **FAY R., And POWERS J.M.:** Mechanical properties of composite cured with LED and QTH curing units, J. Dent. Res. 2002; 81 (Sp.Iss A) Abs: 484.
12. **HARADA, CAPUTO K., and MITO R.:** Effect of light emitting diode curing on composite resin microleakage, J.Dent.Res. 2002; 81(Sp.Iss A) Abs: 485.
13. **BOUSCHLICHER M, WHALEN SR, and DAWSON D.V.:** Intrapulpal Temperature Increases with LED, QHT and plasma Arc Photoinitiation. J Dent Res.2002; 81 (Sp. Iss A) Abs: 510.
14. **GEURTSSEN W.:** Biological interaction of the resins monomer triethylenglycol-dimethacrilate (TEGDMA), The International and American Associations for Journals of Dental Research on Line, Germany 2001
15. **LUTZ F, PHILLIPS J, ROULET J.:** In vivo and in vitro wear of potential posterior composites. J. Dent. Res. 1984, 63: 914-920.
16. **KEHL, George L.:** Fundamentos de la Práctica Metalográfica, Ed. Aguilar, Madrid.
17. **Normas ASTM:** "Vickers Hardness of Materials". 2000

18. **Normas ICONTEC:** 3, 4 y 19. 2000
19. **S. C. QUANCE, A. C., SHORTALL, E. HARRINGTON, P. J. LUMLEY.**
Effect of exposure intensity and post-cure temperature storage on hardness of contemporary photo-activated composites. *Journal of Dentistry*. 29: 553-560. 2001.
20. **G. L. UNTERBRINK, R. MUESSNER.** Influence of light intensity on restorative system. *Journal of Dentistry*. 23: No 3. 183-189. 1995.
21. **PHILLIPS, R.** Propiedades físicas de los materiales dentales. 1999.
22. **KALLIYANA V.** Effect of initiator concentration, exposure time and particular size of the filler upon the mechanical properties of a light-curing radiopaque dental composite. *J Oral Rehabilitation*. 747-751. 1998
23. **RONALD. L. SAKAGUCHI, W. H. DOUGLAS.** Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent*. 20, 183-188. 1992.
24. **KORAN P., KÜRSCCHNER.** Effects of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. *American Journal of Dentistry*. 11: 17-22. 1998 **1998**
25. **MURRAY-R; Fredrerick, A; Daniel.** Effect of stepped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *Esthetic dentistry* 12(19): 23-32. 2000

26. **BAGIS V., RUEGGEBERG A.** mass loss in urethane/Tegdma and BisGMA-based resin composites during post-cure heating. *Dental Materials*. 13: 377-380. 1997
27. **CRAIG R.** Restorative Dental Materials. 10ª Edición, Cb Mosby. 1997
28. **ANUSAVICE.** La Ciencia de los Materiales Dentales 1997
29. **CHAIN Marcelo, BARATIERI Luiz Narciso,** Restauraciones estéticas con resinas compuestas en dientes posteriores. Artes medicas Latinoamerica, 1ª edición, Brasil. 2001.
30. **O'BRIEN.** Materiales dentales. 1998.
31. **STANSBURY, J.** Cyclopolymerizable monomers for use in dental resin composite, *J Dent Res*. VOL 69, No 3, p 844-848. 1990
32. **ANSET Y BOWMAN.** The influence of comonomer composition on dimethacrylate resin dental composites. *Journal of Dental Research*. 7(8). 1607-1612. 1996
33. **MATSUMURA H, VARGA J, MASUHARA E.** Composite type adhesive opaque resin. *Dent Mater J*, 5:83-90. 1986
34. **FUJIBAYASHI, K., ISHIMARU, K., TAKAHASHI, N.,** Newly Developed curing unit using blue light-emitting diodes. *Dent Jap* 1998; 34: 49-53

ANEXOS

LISTA DE TABLAS

1. **Tabla 1. Ventajas y desventajas de las lámparas halógenas**, pagina 30
2. **Tabla 2. Ventajas y desventajas de la lámpara LED's**, pagina 42
3. **Tabla 3. Variables Independientes**, pagina 59
4. **Tabla 4. Variables dependientes**, pagina 59
5. **Tabla 5. Variables intervinientes controladas**, pagina 60
6. **Tabla 6. Resultados luz halógena y LED's con tiempo de exposición de 20"**, pagina 81
7. **Tabla 7. Resultados luz halógena y LED's con tiempo de exposición de 40"**, 81
8. **Tabla 8. Resultados microdureza con lámpara halógena**, pagina 83
9. **Tabla 9. Resultados microdureza lámpara LED's**, pagina 83
10. **Tabla 10. Promedio de las tres lecturas a 20" y 40"**, pagina 84
11. **Tabla 11. ANOVA de dos vías para resina Vs tiempo. Lámpara halógena**, pagina 85
12. **Tabla 12. ANOVA de dos vías para resina Vs tiempo lámpara LED'S**, pagina 85
13. **Tabla 13. Comparación múltiple de promedios de Bonferroni**, pagina 86
14. **Tabla 14. Resultados por grupos**, pagina 88

LISTA DE FIGURAS

1. **Fig. 1. estructura de la molécula de bis-GMA, Estructura de la molécula TEGDMA**, pagina 13
2. **Fig. 2. lámpara de luz halógena**, pagina 29
3. **Figura. 3. Variedad de punteras ópticas**, pagina 36
4. **Fig. 4 Lámparas de luz emitida por diodos (LED's)**, pagina 37
5. **Fig. 5. estructura de un LED**, pagina 39
6. **Fig. 6. lampara LED'S**, pagina 41
7. **Fig. 7. Diseño técnico de la lámpara LED'S**, pagina 44
8. **Fig. 8. Durimetro de Vickers**, pagina 59
9. **Fig. 9. lámpara LED's Elipar**, pagina 62
10. **Fig. 10. Diseño del espécimen**, pagina 70
11. **Fig. 11. Diseño del espécimen**, pagina 71
12. **Fig. 12 Diseño del espécimen**, pagina 71
13. **Fig.13 Diseño del espécimen**, pagina 72
14. **Fig 14 Diseño del espécimen**, pagina 72
15. **Fig. 15 Diseño del espécimen**, pagina 73
16. **Fig. 16 Diseño del espécimen**, pagina 73
17. **Fig. 17 Diseño del espécimen**, pagina 74
18. **Fig. 18 Diseño del espécimen**, pagina 74
19. **Fig. 19 Diseño del espécimen**, pagina 75
20. **Fig. 20. Durimetro Vickers**, pagina 75
21. **Fig. 21. Analizador de imágenes**, pagina 77
22. **Fig. 22. Indentación**, pagina 78
23. **Fig. 23. Indentación**, pagina 78

