



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

---

---

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**ESTUDIO COMPARATIVO DE LOS NIVELES DE CONTRACCION  
ENTRE 2 LÁMPARAS DE MAYOR COMERCIALIZACIÓN EN MÉXICO ( LED  
V.S. HALOGENo)**

**TESINA**  
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:  
**CIRUJANO DENTISTA**

**PRESENTA:**

**ALBERTO BAUTISTA FLORES**



Tutor : Mtro Carlos Albetto. Morales Zavala  
Asesores: C.D. Teresa Baeza Kingston  
Mtro. Arturo Fernández Pedrero

MEXICO D.F

OCTUBRE 2006



Universidad Nacional  
Autónoma de México



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

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

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

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

## AGRADECIMIENTOS

A DIOS                    Porque siempre me a acompañado en mis situaciones y me

ha brindado la dicha de la felicidad

A MIS PADRES        Quienes a pesar de no tenerlos físicamente, siempre me

Acompañan espiritualmente.

A MIS HERMANOS: Gabriel, Juan, Rosa, Leticia, Lala por el apoyo que me han

Brindado

A LOS DOCTORES: Jaime, Jorge, Palma y el doctor Carlos, por su apoyo y

atención durante la realización de este proyecto.

A MI HIJO:            Alberto Bautista Nava y Esposa María Teresa Nava, por el

apoyo que me brindaron

# ÍNDICE

RESUMEN-----	2
ANTECEDENTES DE RESINAS COMPUESTAS-----	3
RELLENOS-----	5
HISTORIA DE LAS RESINAS COMPUESTAS-----	6
CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS-----	8
RESINAS DE MICRORELLENO-----	9
CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN-----	11
PERFIL TÉCNICO DEL PRODUCTO-----	17
INSTRUMENTO PARA MEDIR LA CONTRACCIÓN-----	20
METODOLOGÍA-----	21
CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN-----	22
RESULTADOS-----	25
CONCLUSIONES-----	26
DISCUSIÓN-----	26
BIBLIOGRAFIA-----	28

## ESTUDIO COMPARATIVO DE LOS NIVELES DE CONTRACCION ENTRE 2 LÁMPARAS DE MAYOR COMERCIALIZACIÓN EN MÉXICO ( LED V.S HALOGENA)

### RESUMEN

Actualmente el cirujano dentista cuenta en su “armamentarium” con la posibilidad de utilizar lámparas llamadas de LED, (Luz Emitida por diodos) en vez de usar las lámparas convencionales de luz halógena, esto con la finalidad de evitar el posible calentamiento causado por las lámparas de luz halógena con los mismos beneficios en cuanto energía producida y tiempo de polimerización, sin embargo existen pocos estudios con respecto a los niveles de contracción que pueden existir al polimerizar una misma resina con ambas lámparas y que pueden dar lugar posteriormente a micro filtración y/o desprendimientos; en este trabajo valoramos los niveles de contracción obtenidos con un lámpara de halógeno, contra una lámpara LED para una misma marca de resina, utilizando el aparato para contracción diseñado por Watts y Cash; se realizaron 20 muestras de resina para valorarse con cada lámpara se realizó un estudio estadístico y se obtuvo que existe menor niveles de contracción con la lámpara LED contra la lámpara de Halógeno

## ANTECEDENTES

### RESINAS COMPUESTAS

Es una combinación tridimensional de por lo menos dos materiales químicamente diferentes.

Esta combinación de materiales proporciona propiedades que no se podrían obtener con ninguno de los componentes solos.

Un material de restauración compuesto, pues, es aquel al que se ha agregado un relleno inorgánico a la matriz de resina de tal manera que las propiedades de estas son acentuadas.

La denominación de compuesto establece la diferencia entre esta clase de materiales y las resinas acrílicas para obturación directa sin esfuerzo e incluso entre los materiales a los que se han agregado pequeñas cantidades de relleno.

Matriz de resina. El hallazgo de una matriz adecuada para las resinas compuestas se enfrentó a numerosas dificultades, tales como agentes de curado apropiado y la falta de la necesaria estabilidad del color. Estos problemas condujeron a cambiar una resina epódica a una resina de metacrilato la investigación de Bowen es clásica y la mayoría de los compuestos conocidos en la actualidad se basan en su concepto. Los puntos

de reacción (grupos oxirano), de la molécula epóxica fueron reemplazados por grupos metacrilato. De esta manera, se produjo una molécula híbrida que podría polarizarse a través de grupos metacrilatos.

Así, es posible originar la polimerización por medio de sistemas de curado de peróxido de benzoinoil-amina terciaria, empleados comúnmente para resinas acrílicas de autocurado.

El monómero de dimetacrilato (bis-gma) se sintetiza mediante la reacción entre el bisfenol - a y el metacrilato glicídilico, se sugirió que esta molécula híbrida fuera clasificada como resina de metacrilato termomoldeable. Resulto apta como ligadura para rellenos de refuerzo, porque su contracción de polimerización es relativamente baja y endurece con rapidez en la boca. para mejorar algunas ciertas propiedades del material, se hacen otras modificaciones en la matriz de resina de las resinas compuestas comerciales.

La resina de dimetacrilato es demasiado viscosa para usarla convenientemente a la temperatura ambiente de modo que se diluye agregando otros monómeros de metacrilato de viscosidad baja, estos monómeros pueden ser difuncionales para que formen un polímero de cadena cruzada, se añaden estabilizadores para mejorar la vida útil de almacenamiento.

Como, por lo general la polimerización se realiza por medio del sistema peróxido-amina, hay que incorporar compuestos absorbentes para minimizar el cambio de color del material cuando se haya expuesto a la luz solar, como se

señalo, la mayoría de los materiales de restauración de los compuestos actuales utilizan la molécula (bis-gma) pero hay varios productos comerciales que todavía emplean una resina acrílica como matriz. se les agrega relleno en concentraciones suficientemente altas, y de ese modo las propiedades de estas resinas acrílica reforzadas son de mismo orden general que las de los compuestos (bis-gma).

## RELLENOS

Si las partículas duras dispersas han de inhibir la deformación de la matriz, es preciso que los rellenos de un compuesto tengan concentración alta. otra función del relleno es reducir el coeficiente de expansión térmica de la matriz de resina.

Cuanto más alta sea la relación entre el relleno dimensional estable y la resina dimensionalmente inestable , mas bajo será el coeficiente de expansión térmica del compuesto.

Los rellenos deben tener también una gran dureza, deben ser químicamente inertes y su índice de refracción y opacidad debe ser cercano al de la estructura dentaria.

El tamaño de las partículas del relleno varia pero el margen satisfactorio esta entre uno y cuarenta micrones, y su volumen debe de oscilar entre quince y veinte micrones. se ha empleado, o se emplea una serie de partículas en las



resinas compuestas comerciales. se cuentan entre ellas sílice fundida, cuarzo cristalino, silicato de aluminio y litio (beta-eucríptita), y vidrio de borosilicato las partículas obtenidas por molido son mejor retenidas por la matriz que las partículas esferoidales, y por ello se han popularizado el uso de las primeras, la inclusión de un vidrio que contiene fluoruro de bario como parte del relleno mejora la radioopacidad del material.

## HISTORIA DE LAS RESINAS COMPUESTAS.

A comienzos del año de 1905 y hasta los años sesenta se usaron los cementos de silicato como material de obturación.

A partir de los años cincuenta, comienzan a utilizarse los plásticos basandose en metacrilato y dimetacrilato, con el objeto de buscar un material mas resistente y evitar la irritación pulpar generalmente producida por los cementos de silicato.

La historia de las resinas compuestas es bastante larga, comienza en los llamados materiales de obturación de resinas acrílicas reforzadas con vidrio, sílice, alúmina, diamante y hasta aleaciones de plata. dos productos típicos de transición usados durante los inicios de los años cincuenta fueron bycor (The I.D.Caulk Co). En presentación de polvo-liquido, donde el polvo estaba cargado con casi 40% de polvo fino de silicato y PF (posterior filling, American Consolidated Dental Co.), cagando con aproximadamente 30% de vidrio de aluminosilicato; este tipo de carga, con un relleno de refuerzo insoluble, fue un

intento para reducir la expansión térmica del material restaurador, prevenir la micro filtración marginal y mejorar la resistencia de la obturación de resina. Los nuevos compuestos comienzan con Bowen R.L. en el año 1965 quien mezclo polvo de silicato con resina époxica, mezcla que usó como material restaurador. más tarde en la oficina nacional de normas (u.s.national bureau of standard) a comienzos de los años de 1970 combino polvo vítreo de sílice con un monómero viscoso popularmente conocido por el acrónimo bis-gma. La carga ge de aproximadamente 79% y uso el sistema catalizador amina-peróxido de las resinas no rellenas.

Chang Rhu, genero el primer producto pasta liquido y un poco mas tarde Lee hl, formulo la versión moderna pasta pasta. El trabajo de Lee hl se hizo popular con el nombre de: Adaptic (jonshon and jonshon) como material de obturación, posteriormente aparecieron una serie de productos basados en la tecnología de Bowen y Lee HL., como es de hace notar, hasta hace muy poco la mayoría de los compuestos estaban basados enteramente en la formula bis-gma. Actualmente existe una gran variedad de resinas compuestas con nuevos monómeros y para la aplicación en diversos procedimientos clínicos.

## CLASIFICACION DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Las resinas compuestas pueden clasificarse desde varios puntos de vista: de acuerdo con el tipo de relleno, método de curado, consistencia y uso.

Por ejemplo, se clasifican en:

Resinas híbridas

Resinas micro híbridas

Resinas de microrelleno

Resinas híbridas:

Ante los inconvenientes presentados por las resinas con macrorelleno tradicionales, las casas fabricantes agregaron rellenos mas pequeños, mas redondeados, blandos y con una distribución de tamaños mas apropiada, que permiten agregar un porcentaje mayor de relleno por unidad de volumen, mejorando las características de manipulación, superficie acabada mas lisa y terminado mas rápido. en si su nombre se debe a que contienen rellenos de diferentes tamaños. las partículas de relleno, que típicamente consisten en un vidrio de uno a tres micras de tamaño, mas sílice de .04 micras. en la actualidad son las resinas compuestas mas utilizadas en las odontología restauradora, debido a que se aproximan al material compuesto ideal. Desventaja es que estas resinas pierden el brillo inicial después de varios meses en la cavidad bucal

## RESINAS DE MICRORELLENO

El relleno de estas resinas va de 0.05 a 0.10 micrómetros. Dentro de estas resinas, al igual que en las anteriores, pueden considerarse varios tipos, de acuerdo con el tipo de microrelleno dentro de las cuales pueden encontrarse microrellenos homogéneos, basándose en sílice pirogénica, unida a una matriz orgánica. Se utilizan solo para obturaciones de dientes posteriores donde el grado de pulido y duración del mismo no tienen importancia, al igual que una obturación en dientes anteriores. Estas resinas tienen una buena resistencia al desgaste y clínicamente solo se ha observado una deformación plástica de la matriz orgánica, en tanto que las interfases ni el relleno sufren algún deterioro y formación de grietas. estas resinas son propensas a la hidrólisis, lo que provoca la disolución y espacios vacíos. la resistencia al desgaste es similar a las resinas de microrellenos y a las híbridas el uso de resinas de microrelleno conlleva una serie de problemas que se presentan es que la unión es un factor limitante, debido a que quedan pocos enlaces dobles reactivos y el grado de copolimerización y homo polimerización de la matriz es bajo. Las resinas de microrelleno se utilizan en obturaciones cosméticas. En este sentido, nos permite la elaboración de obturaciones y carillas estéticas directamente en el paciente sin necesidad de enviar al laboratorio, por eso se han empleado en clase III , IV y V. Cierre de diastemas, carillas anteriores y en general se han utilizado en todo tipo de preparaciones debido a sus propiedades estéticas, fácil de pulir y resistencia a la abrasión y elasticidad. debido a su elasticidad comparada con la rigidez de las resinas híbridas se emplean en obturaciones sometidas a atenciones como la clase v, por la facilidad de doblarse con las

estructuras dentarias.

Clasificación de acuerdo con la norma 27 de la Asociación Dental Americana.

La norma 27 de la ADA es la que rige a las resinas compuestas, clasificándolas en dos clases que son:

**Clase A.** Material recomendado por el fabricante para usarse en restauraciones que involucran caras oclusales.<sup>2</sup>

**Clase B.** Material recomendado para todos los demás usos.<sup>2</sup>

**Tipo I.** Reacción química o quimiopolimerizable.<sup>2</sup>

**Tipo II.** Activación por energía externa de la luz azul o fotopolimerizables, aquí también incluimos las que se activan por ambos medios, auto y fotopolimerizables, que son conocidos como de polimerización dual.<sup>2</sup>

## CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN

La contracción por polimerización de las resinas compuestas es mucho menor que la observada con las resinas acrílicas, el uso de moléculas mayores y comonómeros reduce eficazmente la concentración de grupos reactivos en un volumen dado de material, la adición de material de relleno que no toma parte en la reacción de polimerización reduce aun mas la concentración de grupos reactivos de metacrilato. La concentración de grupos reactivos de metacrilato. La contracción por polimerización depende del número de reacciones de adición que tienen lugar durante la polimerización, en consecuencia, es mucho menor por los materiales compuestos.<sup>3</sup>

En 1975 se empezó a utilizar la radiación de rango ultravioleta (UV). Como medio iniciador, activando al eteralquilbenzoilo y este al peróxido.<sup>1</sup>, esta energía entro en desuso y actualmente los llamados composites fotopolimerizables utilizan luz de rango azul para iniciar la polimerización activando a la canforoquinona y esta a una amina terciaria, esta luz utilizada se localiza en el espectro electromagnético en el rango de luz visible la cual es una franja muy pequeña en relación a las demás.

La longitud de onda se mide en nanometros y para la luz visible va de los 370 a 760 nanometros, la cifra responsable de la polimerización de los composites es del orden de los 470 nanometros; Cualquier energía fuera de este rango no polimerizara a la resina.

Las resinas compuestas y adhesivos fotocurables son sistemas que para activar e iniciar los radicales libres y la polimerización consta de una molécula de activador amina, a menos que estos dos componentes no se expongan a la luz, permanecen sin interactuar, sin embargo, en presencia de luz con longitud de onda correcta se produce un estado de excitación del fotoiniciador que reacciona con la amina y forma radicales libres.

En algunos casos se agregan inhibidores para mejorar la estabilidad del producto a la luz del ambiente o del operatorio dental.<sup>3</sup>

El desarrollo tecnológico ha sido realmente importante en los últimos años, las unidades de polimerizado a base de diodos han evolucionado de manera importante en estos últimos dos años, facilitando su uso para el odontólogo. Sin embargo, para hacer uso de esta tecnología se debe conocer las bases técnicas-científicas que sostienen este avance.

En la actualidad existen diferentes tecnologías para fotoactivado de resinas compuestas.

- Lámparas halógenas
- Lámparas de arco plasmático
- Láser
- LED (luz emitida por diodos)

### Lámparas halógenas

Estas corresponden al sistema más usado para la polimerización de materiales dentales. Su luz es producida por el flujo de una corriente eléctrica el cual pasa a través de un filamento de tungsteno extremadamente delgado. Este filamento funciona como una resistencia y es fuertemente caliente debido a la corriente que transita y emite una radiación electromagnética en forma de luz visible.

Los principios físicos que explican este fenómeno es que los objetos calientes emiten una radiación electromagnética. Por ejemplo, un filamento cuya temperatura es de 1000 °C emite una energía en forma de radiación infrarroja.



Cuando la temperatura se incrementa entre los 2,000 y 3,000 °C, una porción significativa de la radiación es emitida en el espectro de luz visible.

Cada incremento de la temperatura también incrementa una porción de onda corta, Ejemplo Luz azul.

Con el adicional que los objetos rojos permanecen incandescentes. El cambio de color es debido al aumento en la temperatura y es descrito como la ley de Wien.

Para verificar la luz azul de la foto polimerización, la lámpara de luz halógena debe estar caliente a una alta temperatura.

#### Lámparas de arco de plasma

Los fabricantes de esta tecnología costosa, sostienen que los tiempos de exposición disminuyen significativamente, manteniendo sus cualidades mecánicas de los materiales curados en comparación con las lámparas convencionales. Sin embargo, los trabajos de investigación han demostrado que estos tiempos de exposición tan cortos tienen un efecto negativo sobre las propiedades mecánicas de los materiales polimerizados.

A diferencia de lo que pasa con las lámparas halógenas, la luz de las lámparas de plasma no es producida por un filamento de tungsteno. En este caso, es producido por dos electrodos que están uno muy cerca del otro.

Cuando un alto voltaje es aplicado la "luz de arco" aparece entre los dos electrodos.

## Láser

Esta tecnología desarrolla una longitud de onda que permite polimerizar el material, pero produce una contracción de polimerización en la resina compuesta. Es aún una tecnología de muy alto costo para ser utilizada en éste género de restauraciones.

## LED (Luz emitida por diodos)

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

Cuando ambos tipos de semiconductores son combinados y el voltaje es ampliado, los electrones de material n-doped y los agujeros del p-doped son conectados

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

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

Esta " brecha de banda" es directamente utilizada para la producción de luz. Cuando estos semiconductores combinan una alta energía hacia un bajo nivel

de energía, la diferencia de energía de esta banda abierta se libera en forma de un fotón.

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

Consecuentemente este método innovador de producir luz es mucho más eficiente de convertir la energía eléctrica a luz azul. <sup>(13)</sup>

Hoy en día las lámparas LEDs son una alternativa prometedora en la polimerización por luz de los materiales dentales. El uso de LEDs en odontología ha sido discutido desde el desarrollo de diodos azules en los 90.

En los dispositivos de polimerización convencionales, 95% de la luz es emitida en longitud de ondas entre 400 y 510 nm. De tal modo que la mayor porción de los fotones son emitidos por fuera del rango de espectro óptimo para foto polimerizar. Estos fotones, no pueden, o sólo mediante una reducida probabilidad, ser absorbidos por la cánforoquinona. En contraste, 95% de espectro emitido de los LEDs azules es situado entre 440 y 500 nm. La emisión máxima de un LED azul es 465nm, la cual es idéntica que el máximo de la cánforoquinona. La probabilidad de un fotón emitido por una lámpara de polimerización LED de ser absorbido por la cánforoquinona es por lo tanto mayor que para una lámpara halógena. Las siguientes consideraciones: las lámparas LED poseen menor intensidad de luz que las lámparas halógenas,

## PERFIL TÉCNICO DEL PRODUCTO.

El fabricante menciona que hay casos en los que el odontólogo sólo busca restaurar la salud, la anatomía y la función del diente dañado, con una restauración blanca, que mimetice o pase desapercibida a la distancia de relación social.<sup>15</sup>

El fabricante nos dice que el producto Quixfil es un material de color universal, que se adapta al color de la dentición del paciente, combinado con unas características de resistencia compresiva y al desgaste adecuadas, con una alta carga de relleno en volumen (66%) que nos da como resultado baja contracción de polimerización (1.7 %) y gran profundidad de curado (hasta 4 mm con lámparas de 800 mw/cm<sup>2</sup> de intensidad según el fabricante) gracias a su translucidez.<sup>14</sup>

Estas propiedades, según el fabricante, combinadas con el agradable manejo clínico del material, que no polimeriza precozmente con la lámpara de iluminación del equipo, es muy fácilmente moldeable y no resulta pegajoso a los instrumentos de inserción y modelado, haciéndolo un material ideal para restauraciones en posteriores.<sup>14</sup>

La información dada por el fabricante, nos refiere que la matriz de Quixfil está compuesta por resinas de metacrilato como BIS-GMA, UDMA, TEGDMA y TMPTMA. También se incluye una pequeña cantidad de resina TCB, que sirve para cohesionar la mezcla de resinas y reducir su hidrofobicidad.<sup>15</sup>

El producto, según el fabricante, en su matriz también contiene una combinación del fotoiniciador canforquinona y el acelerador éster etilo del ácido dimetilaminobenzoico. La concentración de estos ha sido cuidadosamente optimizada para disponer de un amplio tiempo de trabajo clínico (sensibilidad reducida a la luz ambiente) así como mayor profundidad de curado.<sup>15</sup>

Algunas de sus características, según el fabricante, son que presenta propiedades físicas y una resistencia a la abrasión que le permite soportar las fuerzas oclusales. Su uso está indicado en clases I y II, siempre que la cavidad a tratar sea menor que 2/3 de la distancia intercuspídea. Se presenta en compules y en un solo color con alta capacidad mimética, que se manifiesta con mayor intensidad con el paso del tiempo.<sup>15</sup>

El fabricante menciona que su foto activador, la cánforoquinona, nos da tiempos de foto polimerización de 20 segundos para lámparas con potencias menores de 800 mw/cm<sup>2</sup> y de 10 segundos para unidades con potencia de 800mw/cm<sup>2</sup> o superiores.<sup>15</sup>

Bajo las recomendaciones del fabricante, se contraindica su utilización en pacientes alérgicos a las resinas con metacrilato o a cualquiera de los otros componentes y en situaciones en las que no se puede controlar la contaminación de la cavidad por saliva o sangre, por imposibilidad de utilizar un correcto aislamiento.<sup>15</sup>

El producto Quixfil, contiene partículas de relleno de dos tamaños diferentes que, en combinación, dan lugar a una excelente estabilidad del material.<sup>16</sup>

Una de sus múltiples cualidades, mencionadas por el fabricante, es el sistema PFC garantiza que la distribución del tamaño de las partículas de relleno está controlada para garantizar:

- La carga de relleno más alta posible (66% en volumen y 86% en peso).
- Una consistencia que permite la fácil extrusión del producto. <sup>16</sup>

Otro de los sistemas citados por el fabricante es el sistema BIT (Tecnología Intersticial Bi-Modal) resuelve dos de los mayores problemas de los materiales de restauración para posteriores ya que asegura:

- Una baja contracción del material: 1,7%. <sup>16</sup>

Y por último el sistema de control dinámico de polimerización (dcc), que según el fabricante, permite a Quixfil alcanzar el equilibrio perfecto entre:

- La máxima profundidad de polimerización en 10 segundos
- Un tiempo de trabajo prolongado bajo iluminación quirúrgica de hasta 100 segundos. <sup>16</sup>

El producto nos permite así, polimerizar incrementos de 4 mm en 10 segundos a una potencia de 800 mw/cm<sup>2</sup>. Una vez polimerizado, se contrae un 33% menos comparado con otros materiales de restauración similares. <sup>16</sup>

El fabricante también nos aclara que el elevado volumen de partículas de relleno es responsable de la baja contracción del compuesto. <sup>16</sup>

## INSTRUMENTO PARA MEDIR LA CONTRACCIÓN

Fue diseñado por Cash y Watts<sup>23</sup> el cual consiste de un transductor de desplazamiento LVDT; una unidad de conexión para Transductor, un sistema de adquisición de datos PICO ADC-16; una unidad de curado de luz visible y un micrómetro digital.<sup>22</sup>

## METODOLOGÍA.

## MATERIALES.

- Resina compuesta Quixfil vigente y caduca.
- Molde metálico de 6 mm de alto y 4 mm de diámetro (Prueba de Profundidad de curado y Resistencia a la compresión).
- Moldes metálicos rectangulares de 25 mm/ 2 mm/ 2 mm (Prueba de Fuerza flexural).
- Dos losetas de vidrio.
- Papel fieltro blanco.
- Película transparente (50±30micras de grosor).
- Fuente de energía externa (Blue Phase C 5 Ivoclar Vivadent).
- Fuente de energía externa (Visilux 2, 3M).
- Micrómetro precisión de 0.01 mm (Max-Cal).
- Espátula de plástico.
- Pinza de curación pequeña.
- Recipiente con agua capaz de mantener una temperatura de  $\pm 37^{\circ}$  C.
- Equipo de medición de contracción por polimerización, que consta de un transductor de desplazamiento LVDT (tipo GTX2500-89, Wolverhampton, UK).
- Programa computacional de adquisición de datos PICO ADC-16, Pico Technology Ltd, Hardwick, Cambridge, UK.
- Programa computacional Excel 2000.
- Lentes de protección.
- Radiómetro (Curing model 100, Demetron Research Corporation, Danbury, CT. USA).
- Portaobjetos.
- Cubreobjetos.



## CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN.

### Preparación de muestras.

Para calcular la contracción de polimerización se usarán las medidas de deflexión de un vidrio delgado (cubreobjetos). Primeramente se calculará la contracción (AL) usando las medidas de deflexión del vidrio flexible adherido a la resina, durante el proceso de polimerización. Este concepto fue descrito por Wilson en 1978 y utilizado por Bausch en 1982, Watts y Cash en 1991<sup>19</sup>, y por primera vez en México por Carpio en 2001<sup>20</sup> y algunos más.<sup>21</sup>

Una vez obtenida la muestra, se colocará en el centro del anillo de bronce que se encuentra en el portaobjetos, se cubrirá la muestra con el cubreobjetos y con ayuda de otro portaobjetos se comprimirá hasta que el cubreobjetos haga contacto con la superficie del anillo, por lo tanto la muestra quedará con un espesor uniforme.<sup>21</sup>

Posteriormente, el conjunto portaobjetos-muestra-cubreobjetos se llevará al aparato de medición. Cada muestra se foto polimerizará durante 20 segundos desde la parte inferior del aparato y a través del portaobjetos.<sup>21</sup>, con ayuda de las lámparas de foto polimerización previamente valoradas con radiómetros externos y con los que se obtuvieron los siguientes valores:

Lámpara Led, Radiómetro de curado= 400 mw/cm<sup>2</sup>

Radiómetro de calor = 0 mw/cm<sup>2</sup>

Lámpara de Halógeno Radiómetro de curado= 400 mw/cm<sup>2</sup>

Radiómetro de calor =100 mw/cm<sup>2</sup>

Antes de dar inicio al registro de valores de contracción, se calibró el transductor.<sup>21</sup>

Instrumento para medir la contracción.<sup>21</sup>

Este fue diseñado por Cash y Watts<sup>19</sup> y consiste de un transductor de desplazamiento LVDT; una unidad de conexión para transductor, un sistema de adquisición de datos PICO ADC-16; una unidad de curado de luz visible y un micrómetro digital.<sup>21</sup>

Determinación de la contracción.

La foto polimerización de la resina hace que el cubreobjetos se flexione hacia abajo por la acción de la contracción. Esta flexión se observará con el transductor LVDT durante todo el tiempo que dure la prueba (600 segundos.). Se tienen que hacer lecturas de flexión a cada segundo. El transductor está conectado al Solartron OD5; y éste a su vez con el sistema de adquisición de datos pico ADC-16.<sup>21</sup>

El encogimiento está definido como la relación entre el cambio de dimensiones de la muestra ( $\Delta L = L_0 - L_t$ ) y la longitud inicial ( $L_0 = 1.24$  mm); donde  $L_t$  será la longitud que haya disminuido la muestra a medida de un tiempo "t" ( $L_t$ ), que estará relacionado con el voltaje de salida del transductor ( $V_t$ ) al tiempo "t" y con el factor de calibración K, mediante la ecuación:  $L_t = V_t / K$ .<sup>21</sup>

El cambio de dimensiones  $\Delta L$  se dividirá entre la longitud que tengamos al inicio,  $L_0$ , para obtener la deformación de la muestra al tiempo "t" que al multiplicarse por 100 proporcione el porcentaje de encogimiento, S, representado mediante la ecuación  $S=100\Delta L/L_0$ .<sup>21</sup>

Se elaborarán 6 muestras por cada evento y se reportará el valor promedio del encogimiento por foto polimerización con un tiempo de luz de lámpara de 20 segundos.<sup>21</sup>

## RESULTADOS

LAMPARA LED	
----------------	--

LAMPARA HALOGENO	
---------------------	--

MUESTRA	CONTRACCIÓN %		MUESTRA	CONTRACCIÓN %	
---------	------------------	--	---------	------------------	--

1	1.14
2	1.357
3	1.547
4	1.561
5	1.459
6	1.519
7	1.778
8	1.362
9	1.879
10	1.538
11	1.542
12	1.63
13	1.542
14	1.514
15	1.482
16	1.639
17	1.454
18	1.561
19	1.459
20	2.004
SUMA=	30.967
PROMEDIO	1.54835

1	1.639
2	1.681
3	1.644
4	1.699
5	1.769
6	1.718
7	1.727
8	1.727
9	1.759
10	1.778
11	1.778
12	1.741
13	1.695
14	1.685
15	1.63
16	1.736
17	1.722
18	1.63
19	1.607
20	1.667
SUMA=	34.032
PROMEDIO	1.7016

Se realizó el estudio estadístico de análisis de varianza, t de student y se obtuvo que:

Grupo	N			
LED	20			
HALOGENO	20			
Grupo	Mean	Std Dev	SEM	
LED	1.548	0.186	0.0415	
HALOGENO	1.702	0.0526	0.0118	

Diferencia= -0.153

t = -3.553

La diferencia en los valores principales de los dos grupos es grande, hay una diferencia significativa entre ambos grupos

## CONCLUSIONES:

Las lámparas Led en relación a una lámpara de halógeno muestran menores niveles de contracción para una misma marca de resina, aunque en otras pruebas físicas no existe diferencia significativa para contracción sí y esto es importante por la consecuencia clínica de micro filtración y/o desalajo que podría suceder producto de esta contracción

## DISCUSIÓN

Nuestro trabajo encontró diferencias entre la lámpara Led y la lámpara de halógeno, el estándar de las lámparas de polimerización LED descritas en la literatura reportan alcanzar intensidades de luz de 350 mW. 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 reveló que no existe ninguna diferencia

## BIBLIOGRAFÍA

Marco Antonio Bottino. Estética en Rehabilitación Oral Metal Free. Ed. Artes Médicas. Latinoamérica. 28-39 (2001).

F. Geneser. Histología. 3ra edición. Ed. Medica Panamericana S.A. 479-482.(2000).

Baratieri, Luiz N./et al. ESTETICA,- Restauraciones Adhesivas en Dientes Anteriores Fracturados. 2da edición. Ed. Livraria Santos Editorial Ltda.. Sao Paulo, Brasil. 57-60. (2004).

KENNETHJ. Anusavice. PHILIPS Ciencia de los Materiales Dentales. Undécima edición. Ed. Elsevier España S.A. (2004).

Gilberto Henostroza H. Perspectiva Histórica. Asociación Latinoamericana de Operatoria Dental y Biomateriales.13-29. (2003).

Ricardo Luis Mancchi. Materiales Dentales 3ra edición. Ed. Medica Panamericana. 35-42, 167-176. (2000)

Luiz Baratieri, Marcelo Chain. Restauraciones Estéticas con Resina Compuesta en Dientes Posteriores. 1era edición. Ed Artes Medicas Ltd.31-38(2001).

F. Humberto Barceló Santana/J. Mario Palma Calero. Materiales Dentales. Conocimientos Básicos Aplicados. 2da edición. Ed. Trillas. 31-32. (2004)

José Luis Cova N. Biomateriales Dentales. 1ra edición. Ed. Amolca. 196-197. (2004).

Oscar Steenbecker G. Fundamentos de la Adhesión dental. Asociación Latinoamericana de Operatoria Dental y Biomateriales. (2003)

Diccionario Enciclopédico Multimedia Larousse.

Carlos Carrillo S, MSD Dentina y Adhesivos Dentinarios Revista ADM, Vol. LXIII, No. 2. pp 45-51. Marzo-Abril.(2006).

Gerard Kugel, Marco Ferrari The Science of Bonding: From First Sixth Generation. JADA, Vol. 131, pp 20-25, June.(2000).

Fernando R. Lincón Zambrano, Defrén G. Carmejo Aguilar Adhesivos Dentales en Odontología. RAAO, Vol. XLIV. No.3, pp 26-31. Septiembre- Diciembre (2003).

Willam J. Óbrien, Ph, FADM. Dental Materials. 3ra edición. Ed. Quintessence Publishing Co, Inc. Pp 66-71 (2002).

Jean FranÇois Roulet. Adhesión. The Silent Revolution in Dentistry. Ed. Quintessence Publishing Co, Inc. pp 45-49 (2000).

Dario Marin, DDS. Adhesión a la Estructura Dentaria. Pp.1-10 (2001)

Catherine Basnault, Pierre Colon. La Adhesión a los Tejidos Dentarios Revista Europea de Odonto-Estomatologica. Pp 279-282. Diciembre. (2000)

Watts DC, Determination of Polimerización Shrinkage Kinetics in Visible-Light-Cured Materials: Methods Development. Dental Materials. (1991).

[www.medigraphic.com/ingles/i-htms/i-adm/i-od2005/i-od05-5/im-od055e.htm](http://www.medigraphic.com/ingles/i-htms/i-adm/i-od2005/i-od05-5/im-od055e.htm).  
Capa

Híbrida (Hybrid layer). Dr. Carlos Carrillo S. 25/01/06.

[odontología-online.com/casos/part/RA/RA03/ra03.html](http://odontología-online.com/casos/part/RA/RA03/ra03.html). Resinas compuestas en el futuro. Dr. Rixio Jesús Abreu Rodríguez. 25/01/06.

[www.materialesdentales.cl](http://www.materialesdentales.cl). Foto polimerización de resinas compuestas y conceptos afines. Dr. Miko Villarroel C. 25/01/06.

[www.dentsply-iberia.com/Noticias/clinicas3108.htm](http://www.dentsply-iberia.com/Noticias/clinicas3108.htm). Estudio de profundidad de

Polimerización de resinas compuestas utilizando dos tipos de lámparas de Foto polimerización .Dra. Ana Portela, Dr. Mario Vasconcelos, Dr. Rogério Branco. 23/01/06.

[www.dentsply-iberia.com/Noticias/clinica2506.htm](http://www.dentsply-iberia.com/Noticias/clinica2506.htm). Estudio de desarrollo de la dureza en QuiXfil, una nueva resina compuesta para la obturación en dientes de sector posterior. Martín Hernández J, Jiménez-Planas A, Abalos Labruzzi C, Ventura de la Torre J. 23/01/06.

Norma de la ANSI/ADA Specification No. 27 for Resin-Based Filling Materials, American National Standard/ American Dental Association, 1993 Chicago, IL. USA, p.p. 1-36.

Normas Internacionales ISO No. 4049, Resinas con materiales de relleno. 1998.

Watts DC, Determination of polimerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development, Dental Materials, 1991.



Carpio M, Tesis Influencia de modificaciones de voltaje y distancia punta-resina en los niveles de contracción de una ormocera, México, 2001.

Influencia de la intensidad de la luz de diferentes lámpars leds, en la cotracción de polimerización de una resina compuesta, Tesis, Maria Verónica Escorza Rendon, p.25-31, México D.F. Octubre 2006