



# UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**INFLUENCIA DE LA INTENSIDAD DE LA LUZ  
DE DIFERENTES LÁMPARAS LED, EN LA  
CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN DE  
UNA RESINA COMPUESTA  
( Estudio in Vitro )**

**T E S I S**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:  
CIRUJANA DENTISTA**

**P R E S E N T A**

**MARÍA VERÓNICA ESCORZA RENDÓN**

**DIRECTOR DE TESIS  
MTRO. JORGE GUERRERO IBARRA**

**ASESOR DE TESIS  
C.D. TERESA BAEZA KINGSTON**



MÉXICO, D. F.

2006

*VoBo*  
*Jal*



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.

## DEDICATORIA

Quiero dar gracias a Dios

Con quien hablo tantas veces a solas y le pido consuelo en los malos momentos y a la vida que me ha dado otra oportunidad de vivir y a la que nunca dejaré de querer.

Esta tesis esta dedicada a mis padres, Raúl (Don Ramón) y Dolores (Lola)

A mi papá le agradezco el enseñarme que con honestidad los sueños se pueden cumplir. A mi mamá por su apoyo, guía y confianza en la realización de todos mis proyectos. Soy afortunada por haber contado siempre con su amor, comprensión y ejemplo.

En todo momento los llevo conmigo, esta tesis es suya.

Agradezco a mis hijas Vanessa y Verenisse

Por llenar mi vida de amor y de alegría, que siempre han estado cerca de mí en los momentos buenos y en los más difíciles, y que en todo momento me brindaron su apoyo para continuar superandome cada día y a quienes amo con todo mi corazón.

A mis nietos Valeria, Paulina y Diego

Los llevo siempre en mi corazón, y son los que llenan mi vida de alegría y me han devuelto una sonrisa.

A mis hermanos

Por el cariño y apoyo en la realización de esta investigación.

Dr. Jorge Guerrero Ibarra.

Agradezco su valiosa asesoría, paciencia, confianza  
esfuerzo y tiempo dedicado a esta investigación ya que  
hizo posible la realización de esta Tesis tan importante en  
mi vida profesional

C. D. Teresa Baeza Kingston.

Que con su valiosa asesoría y paciencia fuera posible la  
realización de esta investigación.

Ing. Carlos Andrés Alavarez Gayosso

Gracias por todas sus enseñanzas y facilidades que recibí  
en el desarrollo de esta investigación.

A todos los Cirujanos Dentistas que contribuyeron a la  
revisión y aprobación de la misma.

# ÍNDICE

<b>CONTENIDO</b>	<b>Pag.</b>
<b>I RESUMEN</b>	<b>1</b>
<b>II INTRODUCCIÓN</b>	<b>3</b>
<b>III ANTECEDENTES</b>	<b>5</b>
III 1 Resinas	<b>5</b>
III 2 La matriz resinosa	<b>7</b>
III 3 Los agentes iniciadores	<b>8</b>
III 4 Partículas de Carga	<b>8</b>
III 5 Agente de Cobertura	<b>9</b>
III 6 Sistemas de activación	<b>10</b>
III 7 Cantidad del Contenido Inorgánico	<b>11</b>
III 8 Resinas compuestas de microrrelleno	<b>13</b>
III 9 Consideraciones Clínicas	<b>15</b>
III 10 Limitaciones de las Resinas Compuestas de Micro partículas	<b>16</b>
III 11 Alto Coeficiente de Expansión Térmica	<b>16</b>
III 12 Baja Resistencia a la Tracción	<b>16</b>
III 13 Alta Capacidad de Deformación	<b>16</b>
III 14 Alta Concentración de Polimerización	<b>17</b>
III 15 Resinas compuestas de macrorrelleno	<b>18</b>
III 16 Consideraciones Clínicas	<b>18</b>

III 17 Resinas compuestas híbridas	20
III 18 Resinas compuestas autopolimerizables y Fotopolimerizables	23
III 19 Tecnologías para fotopolimerizar	25
III 20 Lámparas de Halógeno	25
III 21 Lámparas de Arco Plasmático	26
III 22 Láser, LED (luz emitida por diodos)	27
<b>IV PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA</b>	<b>36</b>
<b>V JUSTIFICACIÓN</b>	<b>37</b>
<b>VI HIPÓTESIS</b>	<b>38</b>
<b>VII OBJETIVO GENERAL</b>	<b>39</b>
VII 1 Objetivos Específicos	39
<b>VIII METODOLOGÍA</b>	<b>40</b>
VIII 1 Recursos Físicos	40
VIII 2 Criterios de inclusión	40
VIII 3 Criterios de exclusión	40
VIII 4 Variables Dependientes	40
VIII 5 Variables Independientes	40
<b>IX MATERIAL Y EQUIPO</b>	<b>41</b>
IX 1 Recursos Materiales	41
IX 2 Equipo	41
IX 3 Lámparas empleadas	41
IX 4 Resina empleada	41
<b>X MÉTODO DE REGISTRO Y PROCESAMIENTO DE DATOS</b>	<b>42</b>
X 1 Análisis estadístico	42

X 2 Muestreo	42
<b>XI MÉTODO</b>	<b>43</b>
XI 1 Descripción del equipo	43
XI 2 Calibración del Instrumento de Medición De Contracción	43
XI 3 Muestras	43
<b>XII RESULTADOS</b>	<b>49</b>
<b>XIII DISCUSIÓN</b>	<b>52</b>
<b>IV CONCLUSIONES</b>	<b>53</b>
<b>XV BIBLIOGRAFÍA</b>	<b>54</b>

## **ÍNDICE DE CUADROS**

A. 1 Beneficios y retrocesos de las lámparas halógenas.

A. 2 Beneficios y retrocesos de la tecnología de arco de plasma

A. 3 Beneficios y retrocesos de la tecnología LED.

## **GRÁFICAS**

No. 1 Resultados

## **FOTOGRAFÍAS**

1. Figura 1 Equipo de Medición de Contracción, computadora con software PICO.
2. Figura 2 Calibración del Equipo de Contracción.
3. Figura 3 Voltaje registrado en la calibración.
4. Figura 4 Resina Venus de la casa Heraeus Kulzer.
5. Figura 5 Lámparas usadas en el estudio.
6. Figura 6 Radiómetro, marca Demetrón.
7. Figura 7 Pesando la resina Venus protegida por el dispositivo oscuro.
8. Figura 8 Muestra cubierta con cubreobjetos y muestra comprimida con otro portaobjetos.
9. Figura 9 Muestra colocada en el Equipo de Contracción, fotopolimerizándose y transductor del programa PICO.

## RESUMEN

La introducción de las resinas compuestas dentales comenzó en la década de 1960 por el Dr. Bowen, el cual utilizó un nuevo monómero denominado Bis-GMA. (Bis fenol A glicildimetacrilato) con un relleno de cuarzo granulado, sustituyendo a sus predecesores.

El desarrollo tecnológico ha sido realmente importante en los últimos años, esto ha generado que el facultativo tenga que tomar decisiones con respecto a estos avances científicos. Las Lámparas de polimerizado a base de diodos han evolucionado de manera importante en estos últimos dos años, facilitando su uso para el odontólogo.

El desarrollo tecnológico es importante en los últimos años, esto ha generado que el facultativo tenga que tomar decisiones con respecto a estos avances científicos. Las lámparas LED han evolucionado recientemente de manera importante, facilitando su uso para el odontólogo.

El objetivo de este estudio fue evaluar la contracción de polimerización de una resina compuesta curada con diferentes lámparas LED.

Método: Se elaboraron en total 75 muestras 15 muestras para cada lámpara, (Translux Power Blue, Elipar Freelight, Elipar Freelight 2, Power Blue y Elipar 2500). Se midió la contracción con un equipo de medición de contracción de polimerización con transductor de desplazamiento LVDT, una unidad de conexión para transductor, un sistema de adquisición de datos PICO ADC-16.

Los resultados fueron analizados con anova de una vía y comparados con la prueba de tukey. El grupo con menos contracción fue el polimerizado con Traslux Power Blue y el de mayor fue el

polimerizado con Blue Phase. Concluimos que el voltaje de cada lámpara influye en el porcentaje de contracción.

# TÍTULO

Influencia de la Intensidad de la Luz en diferentes Lámparas LED en la Contracción de Polimerización de una Resina Compuesta (estudio *in Vitro*)

## INTRODUCCIÓN

Desde 1962, las Resinas Compuestas se constituyeron como el material de elección para la restauración individual estética en Odontología. Las modificaciones que hasta la fecha se han realizado a la formulación original ideada por Bowen han sido varias, y todas tendientes a mejorar el comportamiento clínico de dicho material.

Uno de los problemas de comportamiento que más preocupa a clínicos y fabricantes, es la contracción inherente al proceso de polimerización, y notables avances se han logrado para disminuir la magnitud del problema mencionado. Los niveles de contracción son influenciadas por factores tales como el volumen de resina polimerizada en un intento, y la velocidad del proceso de polimerización; con respecto a esta última, la cantidad de energía aplicada para iniciar el fenómeno es decisiva.

El método de foto polimerización se ha convertido en el favorito de los clínicos alrededor del mundo, y las lámparas para tal efecto también han tenido significativas modificaciones. En la actualidad, el Odontólogo dispone de las tradicionales lámparas que emiten luz azul de 460 nm por incandescencia de un filamento en medio halógeno, y desde hace relativamente poco tiempo, de lámparas que emiten luz azul generada por arcos de plasma, o por tecnología Láser o por Diodos (LED).

Está comprobado que la luz azul de 460 nm y con una intensidad de 400 Mw./cm<sup>2</sup> aplicada durante veinte a treinta segundos, es

suficiente para lograr niveles de conversión polimérica muy adecuados. Las lámparas para fotopolimerización de última tecnología aportan intensidades lumínicas mucho mayores a la mencionada, y ello podría influir en los niveles de contracción.

Este trabajo se propone determinar las magnitudes de contracción de una resina compuesta, cuando es foto polimerizada con tecnología LED.

# ANTECEDENTES

## Resinas

La introducción de las resinas compuestas dentales comenzó en la década de 1960 por el Dr. Bowen, el cual utilizó un nuevo monómero denominado Bis-GMA. (Bis fenol A glicildimetacrilato) con un relleno de cuarzo granulado, sustituyendo a sus predecesores: resinas acrílicas y cemento de silicato como un material restaurativo anterior, ya que brindaba una mayor estética y un mejor manejo; aunque posteriormente hubo que variar el tamaño del grano del relleno pues las restauraciones tenían poca resistencia al desgaste y al pulido. A partir de ese momento su composición y utilización fue variando considerablemente. <sup>(1,2)</sup>

Estas resinas compuestas fueron ganando aceptación y seguido por su versatilidad y por las controversias que siguieron con respecto a la toxicidad de las amalgamas dentales. Por ello fue necesario ampliar las investigaciones con el objetivo de obtener una resina compuesta que tuviera las características de poseer excelente estética, resistencia al desgaste y a la fractura y que pudiera ser utilizado en el sector posterior donde las fuerzas de la masticación son más intensas. De esas investigaciones surgieron las resinas compuestas para posteriores.

Numerosas fueron las dificultades que se presentaron con las restauraciones posteriores de resina compuesta. Entre las más importantes podemos citar la poca resistencia al desgaste relacionada con el mayor tamaño de las partículas de relleno, la contracción de polimerización que provocaba la adaptación en los márgenes de la cavidad, con pérdida del sellado a ese nivel, micro-filtraciones, sensibilidad postoperatoria y caries recurrentes.

Esto conlleva al empleo de una serie de nuevas técnicas como son la utilización de la técnica del grabado ácido, la técnica de obturación incremental por capas, curado con luz ultravioleta, los sistemas bonding, el empleo de cavidades de mínima preparación, las técnicas de restauración onlay/inlay, la diversificación en la composición de la matriz de resina, el empleo de partículas de relleno más pequeñas, etc.

Más adelante surgió la problemática de que los operadores no se sentían cómodos al tener que utilizar dos tipos de resinas compuestas para las restauraciones anterior y posterior respectivamente, lo que dio lugar a que los fabricantes se dieran a la tarea de lograr un producto que tuviera esas posibilidades de uso y que mantuviera las propiedades adecuadas para este tipo de restauraciones. A partir de este momento surgieron las conocidas resinas compuestas universales, las cuales pueden ser utilizadas para casi todas las aplicaciones clínicas, excepto para restauraciones Clase II con un área extensa de fuerzas masticatorias o en restauraciones Clase V que necesiten flexionarse durante la función masticatoria. Sin embargo, Leinfelder K. F., planteo recientemente que es extremadamente difícil en base a la tecnología de hoy, desarrollar una resina compuesta que sea idealmente conveniente tanto para dientes anteriores como para dientes posteriores y que cumpla con las características mecánicas y el comportamiento clínico en ambas situaciones. El recomienda que a pesar de que el tipo universal de estos materiales está ganando en popularidad, los clínicos deben considerar a estos materiales en forma separada. Ya en 1984 la American Dental Association Council & Dental Materials, Instruments and Equipments, aprobó provisionalmente el uso de los composites para molares primarios y en 1986 desarrolló un programa de aceptación para resinas compuestas posteriores que son usadas en áreas donde se aplicarán mínimas fuerzas<sup>(2,3,4)</sup>

Los materiales de compuesto están constituidos por dos elementos fundamentales: la matriz de adherencia de resina y las fases inorgánicas de relleno. La primera no muestra grandes diferencias en los distintos compuestos; la resina bifenol A-glicildimetacrilato de Bowen (Bis-GMA) es la matriz de resina básica de muchos de ellos, mientras que en otros se emplea, a veces, el dimetacrilato de uretano. (UDMA) Sin embargo, no ha podido demostrarse hasta la fecha que haya grandes diferencias en cuanto al rendimiento de uno y de otro. Los compuestos difieren sobre todo en los componentes del relleno inorgánico. Su tipo, el tamaño de las partículas y la magnitud de la carga inorgánica, todo ello muy variable en las distintas resinas compuestas, son factores que el odontólogo puede utilizar como guía para predecir el rendimiento clínico de un determinado compuesto. Al valorar por primera vez un nuevo material de compuesto, hay que establecer, además del tamaño de la partícula de relleno inorgánico, la magnitud de la carga inorgánica por unidad de peso, pues ambos proporcionan datos de extraordinario interés en la clínica sobre la capacidad de pulido del material y su grado de resistencia a la fractura, ante situaciones de soporte de tensión.

Las resinas compuestas para aplicaciones directas e indirectas poseen 4 componentes básicos más importantes: 1) una matriz resinosa, 2) iniciadores de polimerización físicos o químicos, 3) una fase dispersa de cargas y colorante y 4) un agente de cobertura de las partículas de carga, conocido como silano.

**1. La matriz resinosa:** La matriz de las resinas compuestas en la mayoría de las veces está constituida de monómeros que son diacrilatos alifáticos o aromáticos, siendo el Bis-GMA (bisfenil glicildimetacrilato) y el UDMA (uretano dimetil metacrilato) los más frecuentemente utilizados. Además de estos componentes, la matriz resinosa posee monómeros diluyentes, necesarios para disminuir la viscosidad de los

monómeros (Bis-GMA y UDMA). Los monómeros diluyentes frecuentemente utilizados son dimetacrilatos, tales como el TEGDMA (trietileno glicol dimetacrilato), el cual posibilita la incorporación de alto contenido de carga además de facilitar un material final con mejores características de manipulación.

**2. Los agentes iniciadores:** Los agentes iniciadores son químicos que una vez activados, dan inicio al proceso de polimerización. En los sistemas resinosos auto-polimerizables a base de Bis-GMA, por ejemplo, el peróxido de benzoilo es el agente iniciador, que es utilizado con una amina aromática 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 450 nm excita las cánforoquinonas u otra diquetona (que son agentes iniciadores) para un estado triple, ocasionando una interacción reactiva con una amina terciaria no aromática. El resultado inmediato de un sistema iniciador es la formación de un radical libre, que es un compuesto muy reactivo por presentar un electrón sin par. Cuando este radical libre encuentra un monómero resinoso con conexiones dobles de carbono ( $C=C$ ), forma un par con uno de los electrones de la conexión doble, dejando los demás miembros del par libre igualmente reactivo, ávidos para continuar la reacción. En las resinas compuestas químicamente polimerizadas, el peróxido de benzoilo reacciona con 2% de amina terciaria aromática para formar los radicales libres, mientras que las resinas fotopolimerizables 0.06% de cánforoquinona y 0.04% de amina terciaria alifática (0.01% aromática) son activadas por una luz visible para formar radicales libres.

**3. Partículas de Carga:** Las partículas de carga ofrecen estabilidad dimensional a la inestable matriz resinosa, con la finalidad de mejorar sus propiedades. Cuando estas partículas

son mezcladas a la matriz, el primer efecto es la reducción de la contracción de polimerización, simplemente por el hecho de disminuir la cantidad de resina presente en un cierto volumen. Otras mejoras inmediatas observadas son la menor sorción de agua y un menor coeficiente de expansión térmica, además de aumento en la resistencia de tracción, compresión abrasión y un mayor módulo de elasticidad (mayor rigidez). Las partículas de carga normalmente utilizadas son partículas de cuarzo o vidrio obtenidas de diversos tamaños a través de un proceso de molido, siendo el cuarzo dos veces más duro y menos susceptible a la erosión que el vidrio, además de proporcionar mejor adhesión con los agentes de cobertura. Otras partículas de carga también son utilizadas como las diminutas partículas de sílica, con aproximadamente  $0,05 \mu\text{m}$  en tamaño (micropartículas, obtenidas a través de procesos pirolíticos (quema) y de precipitación (sílica coloidal)).

**4. Agente de Cobertura:** El agente de cobertura es el material responsable de la unión de las partículas de carga a la matriz resinosa, hecho extremadamente importante en lo que se refiere a la mejora de las propiedades físicas y mecánicas, una vez que se ofrece una transferencia de tensiones de la fase que se deforma más fácilmente (matriz) para la fase más rígida (carga). Además de esto, el agente de cobertura ofrece una estabilidad hidrolítica, ya que previene la penetración de agua en la interfase resina/carga. Los agentes de cobertura son frecuentemente denominados silanos, por pertenecer al grupo de los órganos-silanos, que cuando hidrolizados poseen grupos silanoles los cuales se unen a los silanos de la superficie de las partículas de carga por conexiones siloxanas. Los órgano-silanos, por ser moléculas bipolares, también poseen grupos metacrilatos, los cuales forman uniones covalentes con la

resina en el proceso de polimerización, ofreciendo una adecuada interfase resina/partícula de carga

**5. Sistemas de activación.-** la tasa de conversión polimérica, o sea, la cantidad de monómero convertido en copolímeros es un proceso muy importante, una vez que repercute directamente sobre las propiedades físicas y mecánicas de las resinas compuestas. Los sistemas de activación responsables de la conversión polimérica actualmente utilizados son: el calor (termopolimerizables), la luz azul visible (fotopolimerizables) y componentes químicos (autopolimerizables).

La termopolimerización es un sistema que ofrece la mayor tasa de conversión monómero/polímero, resultando en una resina más rígida y más resistente a las manchas y a la fractura.

Este sistema es utilizado en la confección de partículas de carga prepolimerizadas, utilizadas en las resinas compuestas de micro partículas, así como en restauraciones indirectas tipo facetas, inlays, onlays y overlays. Otro sistema que también ofrece polimerización de buena calidad y se tornó más popular en lo que se refiere a las restauraciones directas, es el sistema fotopolimerizable, el cual resulta en una cura uniforme de la matriz resinosa. Un tercer, y menos eficiente, método de polimerización es el sistema de autopolimerización, en el que un compuesto químico es utilizado para iniciar la reacción. En este último, los productos iniciadores están disponibles en dos pastas, las cuales deben ser mezcladas. La desventaja del sistema es que el método de mezcla por espatulación es un método ineficiente de mezclar dos químicos, ya que el producto final es heterogéneo molecularmente. Además de eso, el aire incorporado durante la mezcla debilita el producto final, una vez que el oxígeno es conocido como inhibidor de polimerización, lo que hace que los sistemas autocurables ofrezcan la menor tasa de conversión cuando son comparados con otros sistemas. Otra desventaja de los

sistemas químicamente activados es la inestabilidad de color, una vez que algunos tipos de aminas terciarias aromáticas son compuestos muy reactivos, o sea, son fuertes donadores de electrones y reaccionan fácilmente para formar interacciones químicas complejas, lo que puede llevar a una decoloración intrínseca. Las aminas terciarias también son utilizadas en los sistemas fotopolimerizables, pero en menores concentraciones (menos de 0,1%) comparados con los sistemas autopolimerizables (2% o más). Además de eso, en los sistemas fotopolimerizables, las aminas más utilizadas son las alifáticas (no aromáticas), las cuales son consideradas menos reactivas. Las resinas compuestas fotopolimerizables son más estables en relación con el color que las resinas compuestas autopolimerizables, debido al hecho de poseer menos aminas terciarias residuales presentes. Las que son probablemente las mayores causas de decoloración vista en resinas compuestas. <sup>(5)</sup>

Existen varias formas de clasificar resinas compuestas y muchos son los sistemas de clasificación, siendo el más usual el que se clasifica según el tipo de carga utilizada. Este tipo de clasificación permite una generalización que es muy popular, o sea: la clasificación de los composites en tres tipos esenciales: macropartículas, micropartículas e híbridas, siendo que las macropartículas poseen grandes partículas de vidrio o cuarzo, mientras las micropartículas poseen pequeñas partículas de sílica. Las híbridas, a su vez, poseen las dos partículas mezcladas variablemente. <sup>(6)</sup>

### **Cantidad del Contenido Inorgánico:**

La cantidad de contenido de relleno inorgánico por unidad de peso en un material de compuesto es un dato importante que sirve para predecir la resistencia a las fracturas del material situado bajo soporte de tensión de clase IV (Lambrechts, Ameye y Vanherke, 1982).

Los materiales con un 75% o más de carga inorgánica reciben el nombre de (compuestos de alto contenido). Por el contrario, aquellos cuya carga inorgánica por unidad de peso es de 66% o menos se denomina (de bajo contenido). Esta diferencia entre ambos tipos es de gran importancia clínica. El tamaño de la partícula y la magnitud de la carga inorgánica por unidad de peso de un compuesto son variables interrelacionadas.

## **Resinas Compuestas de Microrrelleno:**

Los materiales de microrrelleno son, sin duda los más pulibles y aceptados desde el punto de vista estético de todos los sistemas de compuesto. El relleno inorgánico de casi todos ellos es la sílice coloidal, un polvo blanco fino, cuyas partículas miden unas 0.04 $\mu$ m (micras) Este tamaño facilita de forma automática el pulido de la superficie lisa.

Cuando estos materiales son sometidos a técnicas de acabado meticulosamente controladas, el resultado característico son superficies brillantes, muy reflexivas, similares en cierto modo a las de la porcelana vidriada, puesto que la resina base (Bis-GMA o dimetacrilato de uretano) sólo puede aceptar una cantidad bastante limitada de rellenos inorgánicos formados por micro partículas. De hecho, la máxima carga inorgánica de un material de microrelleno suele oscilar entre 51 y el 52% y a veces incluso es sólo un 36 o 37%. Muestra, pues, un claro contraste con las magnitudes de carga inorgánica que presentan otros materiales del compuesto, que varían entre el 75 y el 80%. Como excepciones a esta norma general, se encuentran los materiales de microrrelleno de alto contenido y los sistemas de microrrelleno reforzados; ambos poseen cargas superiores al 75% por unidad de peso. Los materiales de microrrelleno de alto contenido (Heliomar, Distalite) son especiales porque presentan las siguientes características. <sup>(6, 7, 8,9)</sup>

1. Son los únicos que poseen una elevada carga inorgánica, es decir, más del 75% por unidad de peso.
2. Son los únicos también que pueden utilizarse con éxito en la zona posterior.
3. Son los únicos radiopacos.
4. Poseen un mecanismo antiarrogénico de liberación lenta de Fluoruro.

5. Los microrrellenos de alto contenido pueden utilizarse en las regiones anteriores (sobre todo para soporte de elevada tensión) y posterior. Están indicados de manera especial siempre que se desee obtener un pulido de alto brillo y gran resistencia a las fracturas. Los materiales de microrrelleno reforzado (Bisfil M, Multifil VS Quantum) también presentan fuertes cargas inorgánicas (78% por unidad de peso) y pulido de alto brillo. Sin embargo, y pese a su denominación, son en realidad híbridos y deben ser considerados como tales.

Por causa de las desventajas de las resinas compuestas de macropartículas, principalmente debido a su pobre poder de pulimento, surgieron las resinas compuestas de micropartículas. Las micropartículas de carga son hechas de sílica pirogénica (ceniza) o sílica coloidal, y son aproximadamente 300 veces menor que una partícula de cuarzo en una resina compuesta tradicional siendo, por lo tanto del orden de 0,04  $\mu\text{m}$ .

Las micropartículas pueden ser obtenidas a través de la ceniza o del humo proveniente de la quema del dióxido de silicón (sílica pirogénica) o a través de la adición de partículas coloidales de silicato de sodio al agua y al ácido clorhídrico (sílica coloidal). Estas micropartículas pueden ser incorporadas a la matriz resinosa de dos formas: directa (resinas homogéneas) e indirecta (resinas heterogéneas). En las resinas homogéneas, las micropartículas son añadidas a la matriz resinosa en su forma original, lo que sería una forma ideal si estas micropartículas pudieran ser incorporadas en grandes cantidades, lo que es posible, pues aunque una mínima adición provoca un gran aumento del espesor del producto, debido al hecho de las partículas, muy pequeñas que poseen una gran área superficial. Estas limitaciones impulsaron el desarrollo hacia la tecnología de resinas de micropartículas heterogéneas. En estas resinas, las micropartículas no son añadidas directamente a la matriz

resinosa sino que son comprimidas en aglomerados a través de procesos de sinterización, precipitación, condensación o silanización. Los aglomerados son añadidos a una matriz resinosa, proporcionando una incorporación de 70% o más de carga en peso. La resina entonces es polimerizada en bloque, congelada y molida en partículas que pueden variar en tamaño de 1 a 100  $\mu\text{m}$ , pero oscilando en media entre 20 o 60  $\mu\text{m}$ . Estas partículas son llamadas de partículas prepolimerizadas y son, por fin, añadidas a las resinas no polimerizadas que ya contienen micropartículas (homogénea), resultando en un producto final con alto contenido de carga ( $\pm 80\%$  en peso).

En las resinas compuestas de micropartículas con partículas prepolimerizadas, la composición de la matriz y de la carga es básicamente la misma, lo que hace que estos materiales obtengan una superficie mucho más pulida y de mayor durabilidad que las macropartículas cuando están adecuadamente pulidas.

### **Consideraciones Clínicas:**

Introducidas hace aproximadamente 13 años, esta clase de materiales posee ventajas sobre las resinas convencionales, una vez que ellas permiten un mayor grado de superficie. Las resinas de micropartículas, a pesar de comportarse muy bien en la región anterior donde las tensiones masticatorias son relativamente pequeñas, presentan problemas cuando son aplicadas en regiones de alta carga como la región posterior. Ellas poseen propiedades físicas y mecánicas que son inferiores a las resinas tradicionales, presentando de una forma general mayor sorción de agua, alto coeficiente térmico y menor módulo de elasticidad.

## **Limitaciones de las Resinas Compuestas de Micro partículas**

A pesar de las ventajas asociadas a las resinas compuestas de micropartículas, esta clase de materiales sufre innumerables limitaciones, las cuales son listadas a continuación y contraindican el uso indiscriminado de las mismas.

**Alto Coeficiente de Expansión Térmica:** Coeficiente de expansión térmica es la medida de cuánto el material se expandió o se contrajo debido a los cambios térmicos. Las resinas de micropartículas poseen un alto coeficiente de expansión térmica, probablemente debido a un menor contenido de carga (cuando es comparada con las híbridas o a las macropartículas), lo que aumenta las posibilidades de desintegración marginal y micro filtración.

**Baja Resistencia a la Tracción:** Las resinas compuestas de micropartículas se caracterizan por una mayor flexibilidad y susceptibilidad a la propagación de grietas, lo que hace que sean frecuentemente contraindicadas en áreas de altas tensiones, tales como restauraciones clase I, II, IV. La baja resistencia a la tracción puede estar relacionada a la propagación de grietas en la región circundante a las partículas de carga, debido a la débil unión entre las partículas polimerizadas y la matriz resinosa.<sup>(10)</sup>

**Alta Capacidad de Deformación:** La interfase entre las partículas prepolimerizadas y la matriz circundante ha demostrado ser una conexión deficiente en las resinas compuestas de micropartículas con partículas prepolimerizadas, debido al hecho de que estas partículas son altamente polimerizadas y no se copolimerizan con la matriz adyacente, lo que puede resultar en dislocación de partículas. Esta falta de interacción matriz/partícula ocasiona una estructura más susceptible a la deformación con tendencia mucho mayor a la fractura que las resinas compuestas de macropartículas <sup>(11)</sup>.

**Alta Concentración de Polimerización:** La contracción de polimerización de las resinas compuestas de micro partículas de una forma general es levemente mayor que la contracción de polimerización de las resinas compuestas de macropartículas<sup>(9)</sup>, simplemente por el hecho de poseer más matriz resinosa disponible para contracción. La contracción de polimerización como es un problema asociado a la resina compuesta, que desencadena fallas marginales. Una menor contracción por la polimerización significa mayor sensibilidad en lo que se refiere a la colocación y acabado de las resinas compuestas, siendo su efecto visual apareciendo líneas blancas, indicando fallas en los bordes.

## **Resinas Compuestas de Macrorrelleno:**

Resinas compuestas de macropartículas son así denominadas debido al tamaño de las partículas, que variaban de 15 a 100  $\mu\text{m}$  en los productos más antiguos; razón por la cual son también conocidas como resinas compuestas tradicionales o convencionales. Las partículas de carga más frecuentemente utilizadas son cuarzo inorgánico o cristal de estroncio o bario que, a pesar de variar de tamaño de 5 a 12  $\mu\text{m}$ , pueden presentarse esporádicamente con tamaños de hasta 100  $\mu\text{m}$ . El cuarzo que era muy utilizado en las primeras resinas, fue sustituido pues, aunque de excelente estética y durabilidad, carece de radiopacidad, siendo menor que la de la dentina.

La radiopacidad es una exigencia actual y puede ser obtenida fácilmente con vidrios radiopacos tales como el vidrio de estroncio (densidad de 2.44  $\text{g}/\text{cm}^3$ ) y vidrio de Bario (3.4  $\text{g}/\text{cm}^3$ ). Otro factor importante es que por ser más densos que otras partículas de carga, los vidrios, principalmente los de bario, aumentan sustancialmente el contenido de carga por peso y son molidos con mayor facilidad. <sup>(12)</sup>

**Consideraciones Clínicas.-** debido a las grandes dimensiones de las partículas de carga, las resinas de macropartículas presentan deficiencias relacionadas a la rugosidad superficial que promueve. Las resinas de macropartículas son difíciles de pulir, pues hay un desgaste preferencial de la matriz resinosa propiciando una prominencia de las grandes partículas de carga más resistentes. La rugosidad también ocurre con más facilidad, una vez que cuando una partícula se desprende ocasiona formación de pequeños cráteres, hechos que influyen sobre manera en el brillo superficial y en la susceptibilidad a las manchas, debido a la facilidad de retención de manchas. La pobre textura superficial de

las macropartículas es probablemente la mayor razón del pobre desempeño clínico de estos materiales en la región posterior, cuando se encuentra bajo tensiones oclusales.

## **Resinas Compuestas Híbridas:**

Resinas compuestas híbridas son composites que, como el propio nombre sugiere, poseen tanto micro como macropartículas de carga, con características de ambas. Algunas resinas de macropartículas convencionales también poseen macro y micropartículas de carga en su composición, ya que las micropartículas pueden ser utilizadas muy bien para el ajuste de la viscosidad.

Estas Resinas sin embargo no eran denominadas híbridas ya que la cantidad de micropartículas añadidas era muy pequeña ( $\pm 5\%$ ). Las resinas compuestas híbridas modernas consisten en su mayoría de aproximadamente 10-20% en peso de micropartículas de sílica coloidal y 50-60% de macropartículas de vidrio de metales pesados (0,6 a 1,0  $\mu\text{m}$ ), 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. <sup>(6)</sup>

Este refuerzo proporcionado por la precisa combinación de macro y micropartículas, principalmente cuando las macropartículas son pequeñas ( $\pm 1\mu\text{m}$ ) confiere propiedades únicas y superiores a los materiales, ya que mejora la transferencia de tensiones entre las partículas en el composite, o sea, con el aumento en el porcentual de carga la distancia interparticular disminuye aliviando la tensión en la matriz resinosa y consecuentemente mejorando la resistencia de la resina. Además de esto, la incorporación de micropartículas endurece la matriz resinosa, lo que aumenta sustancialmente la fuerza cohesiva de la matriz, dificultando la propagación de grietas. Por razones de orden didáctico y debido a la gran variedad de esta clase de materiales, es interesante dividir las resinas compuestas híbridas en híbridas de pequeñas partículas, híbridas de minipartículas

(también denominadas de híbridas submicrométricas) e híbridas con alta cantidad de carga (pesadas).

Las híbridas de pequeñas partículas son así denominadas porque sus "macro" partículas poseen un promedio de tamaño que varía entre 1 y 5  $\mu\text{m}$ . Los composites híbridos de pequeñas partículas contienen cantidades de micropartículas que varían entre 10 y 15% y presentan buena calidad de superficie y resistencia al desgaste (ejemplos comerciales: APH, PERTAL-Irbid, post-com. II, Ful-Fill, Miradapt).

Las resinas compuestas híbridas de minipartículas o híbridas submicrométricas son así denominadas debido al hecho de que la gran mayoría de los agentes de carga son menores de 1  $\mu\text{m}$  (0,6-0,8  $\mu\text{m}$ ), siendo las mayores partículas de 2  $\mu\text{m}$  de tamaño máximo. Las resinas híbridas submicrométricas poseen por lo tanto una estrecha distribución de partículas menores de 1  $\mu\text{m}$ , además de poseer una alta incorporación de micropartículas en la matriz resinosa, que pueden ser añadidas directamente o a través de partículas prepolimerizadas, siendo este último método el preferido; una vez que permite mayor incorporación de carga (hasta 80% en peso) aumentando sustancialmente el esfuerzo particular y la fuerza cohesiva de la matriz polimérica. Algunos ejemplos comerciales de híbridas submicrométricas son Herculite XRV, Charisma, Charisma F y Conquest DFL.

Las resinas compuestas híbridas con alta cantidad de carga (híbridas pesadas) contienen más de 80% de carga en peso, proeza obtenida gracias a la minuciosa distribución de partículas de carga de tamaños variados. La gran incorporación de partículas inorgánicas confiere un esfuerzo particular máximo y el composite posee alto módulo de elasticidad, o sea, se deforma muy poco bajo tensión, lo que repercute en mayor propagación de grietas. Por poseer macropartículas de hasta 10  $\mu\text{m}$  en tamaño, la mayoría de las resinas

híbridas pesadas no poseen un alto grado de pulimento. Algunos ejemplos son P-50, Bis-Fill P, Occlusin y Z.100.

## **Resinas Compuestas Autopolimerizables y fotopolimerizables**

La introducción de las resinas compuestas fotopolimerizables fue un gran avance tanto en lo que concierne a la estabilidad del color como la resistencia al desgaste. Las lámparas de fotopolimerización, aparecieron a principios de los años setenta, y eran basados en luz ultravioleta. Este mecanismo supone todavía la liberación de radicales libres pero, en lugar de una fuente química de energía, se emplea energía fotónica procedente de la lámpara. La base de las primeras resinas fotoactivadas, que se desarrollaron en paralelo con la técnica de grabado ácido, también de rápida evolución, fue la acción de la luz ultravioleta en sus longitudes de onda largas sobre un derivado químico éter fotosensible. Los métodos de restauración se adaptaron a los requerimientos de esta nueva técnica, en la se empleaban formulaciones de resina fluida como agentes de adhesión para los compuestos relativamente más viscosos, cuyo contenido de monómero libre era escaso.

En estudios clínicos a largo plazo se observó que los colores de los materiales polimerizables con luz ultravioleta son más estables que los materiales autopolimerizables; también se ha comprobado que son más resistentes al desgaste colocado en situaciones de tensión. Puede presentarse un cambio de coloración al cabo de los años, pero la alteración se corrige con facilidad mediante un procedimiento de adhesión resina-resina.

El desarrollo de estos sistemas fotopolimerizables constituye un gran avance en la odontología restauradora con resinas de compuesto, pues ofrecen 3 ventajas evidentes:

1. Polimerización <a voluntad>. El tiempo de polimerización de estos materiales de compuesto es más fácil de controlar por el operador.

2. Polimerización rápida, profunda y fiable. A lo largo de 40 segundos, puede afirmarse que se han polimerizado un mínimo de 2,5 a 3,0 mm y hasta un máximo de 4,5 mm de espesor.
3. Mayor estabilidad del color. Se ha comprobado que estos materiales fotopolimerizables tienen una estabilidad cromática muy superior a la de los sistemas autopolimerizables. Esto tal vez se deba a que carecen de la amina terciaria aceleradora que, en los materiales autopolimerizables, se considera parcialmente responsable de los cambios de coloración (Asmusen, 1983).

## **Tecnologías para fotopolimerizar**

El desarrollo tecnológico ha sido realmente importante en los últimos años, esto ha generado que el facultativo tenga que tomar decisiones con respecto a estos avances científicos. 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 el facultativo debe conocer las bases técnicas-científicas que sostienen este avance y cuales son los requisitos que deben reunir estas unidades de polimerizado, así como las investigaciones que con esta tecnología se han llevado a cabo, para seleccionar de manera adecuada la unidad de polimerizado LED mas conveniente para la práctica clínica.

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

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

### **1. 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 fotopolimerización, la lámpara de luz halógena debe estar caliente a una alta temperatura.

**Cuadro N° 1:** Beneficios y retrocesos de las lámparas halógenas

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

---

**2. Lámparas de arco plasmático**

Hace algunos años atrás, han sido desarrollados métodos de fotopolimerizado por ejemplo: las llamadas lámparas de arco plasmático. 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.

**Cuadro N° 2** Beneficios y retrocesos de la tecnología de arco de plasma.

<b>Beneficios</b>	<b>Retrocesos</b>
<ul style="list-style-type: none"><li>• Tiempos de polimerización más cortos (existiendo, sin embargo, una ambigüedad científica al no existir datos que confirmen esto)</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Muy baja eficiencia</li><li>• Desarrollo de alta temperatura ((la lámpara se encuentra situada en la base de la unidad y es enfriada por un ventilador)</li><li>• El espectro continuo debe ser reducido por sistemas de filtros</li></ul>

**3. 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.

**4. LED (Luz emitida por diodos)**

Luz emitida por diodos, no produce una luz visible por el calentamiento de filamentos metálicos, pero presenta efectos quatum-mecánicos. Básicamente esta tecnología corresponde a una

combinación de dos diferentes semiconductores n-doped y p-doped. Por sus siglas en inglés n-doped carga y lubricación negativa y p-doped carga y lubricación positiva. Los n-doped semiconductores tienen un exceso de electrones y los p-doped semiconductores tienen una necesidad de electrones.

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. Se llevaron a cabo investigaciones importantes en el Reino Unido y Japón. Las investigaciones hechas por Fujibayashi et. Al. Han demostrado que a una respectiva intensidad de luz de 100 mW, (mini watts) la profundidad de polimerización y el rango de conversión de monómero de la resina fue significativamente mejorado con una lámpara LED al ser comparado con una lámpara halógena.

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 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.

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 nivel 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 cánforoquinona se extiende entre 360 a 520 nm, con un máximo a 465 nm. El espectro de emisión óptimo de una fuente de polimerización debe ser por lo tanto entre 440 y 480 nm.

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 fotopolimerizar. 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, pero su luz azul emitida pueden ser utilizadas con mayor eficiencia para comenzar la reacción de polimerización.

**Cuadro N° 3:** Beneficios y retrocesos de la tecnología LED

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

Keiko Nitta. *Et al.* Department of Dental Engineering, School of Dental Medicine. Realizo un estudio titulado: EFECTO DEL DIÁMETRO DE LA PUNTA DE LÁMPARAS LED EN LA POLIMERIZACIÓN DE RESINAS COMPUESTAS FOTOCURABLES. El propósito de este estudio fue investigar la influencia del diámetro de la punta de la lámpara en la polimerización de resinas compuestas cuando las puntas de lámparas de diferentes diámetros fueron usados con una lámpara LED. Fue usada con tres puntas de 4, 8 y 10 mm de diámetro. Las variaciones de la iluminación ligera con tiempo de irradiación de cada extremidad ligera de la guía fueron medidas con un luxómetro. Dos resinas compuestas fueron expuestas por 10, 20, 30 y 40 segundos, después de eso, las profundidades del curado fueron medidas por el método de raspado y la dureza de Knoop fue medida a intervalos de 0.5 milímetros.

Los resultados preliminares indican que las iluminaciones ligeras relativas de la punta de 8 milímetros y de la punta de 10 milímetros eran 45 y el 32% el de la punta de 4 milímetros. La profundidad de curado en la punta de 4 milímetros era perceptiblemente mayor que las otras. En un profundidad de 2.0 milímetros, la punta de 4 milímetros produjo dureza perceptiblemente mayor que las otras. La profundidad del curado de la resina compuesta irradiada para 10 segundos usando la punta de 4 milímetros correspondió a la de las resinas compuestas irradiadas por 20 segundos usando la punta de 8 milímetros y para 30 segundos usando la punta de 10 milímetros. Así cuando el tiempo de la irradiación era extendido, la dureza de Knoop de la punta de 4 milímetros no era perceptiblemente diferente de las otras. Este estudio demostró que la polimerización del compuesto curado fue afectada por el diámetro de la extremidad ligera de la punta de la lámpara LED.

H.Y. Chen, *Et al.*, Department of Restorative Dentistry School of the Ludwig-Maximilians-University. Realizo un estudio titulado: CONTRACCIÓN Y ESTRÉS DE POLIMERIZACIÓN DE COMPOMEROS FOTOCURABLES. El objetivo del presente estudio fue investigar la magnitud y la cinética de la acumulación de tensión en la contracción de polimerización pueden ser la falta de enlace en restauraciones adhesivas. El actual estudio determinó estas características de siete compomeros comerciales (Dyract, Dyract AP, F2000 Rasant, Hytac, Compoglass F, Luxat, Glasiosite). La contracción de la polimerización fue curada a 40 segundos a 800 mW/cm<sup>2</sup>. La fuerza de la contracción inducida fue registrada a 300 segundos en un cuarto a temperatura (23-24 °C) por medio de un Analizador de Tensión y Estrés de La contracción del estrés máximo, el coeficiente lineal de la fuerza de contracción sobre el tiempo y el porcentaje de fuerza relativo de cada material fueron comparados con dos resinas híbridas (Tetric Ceram, Prodigy). El análisis estadístico fue realizado con ANOVA ( $\alpha=0.05$ ) y prueba de Tukey. En los resultados no se encontró ninguna diferencia estadística significativa en la tensión máxima entre Glasiosite (2.27±0.06 MPa), Hytac (2.31±0.07 MPa), Luxat (3.33±0.08 MPa) era perceptiblemente la más alta, mientras que Dyract exhibió la tensión de contracción perceptiblemente más baja (1.27±0.08 MPa) entre los materiales probados. La alta tensión de la contracción, y el comienzo temprano de la acumulación de la tensión y el desarrollo rápido de la fuerza de la contracción pueden conducir a la falta del enlace a la estructura del diente. Este estudio sugirió que la tensión de la contracción y el comportamiento cinético de resinas sean generalmente similares a las de resinas compuestas híbridas en condiciones secas. Dyract pudo ser superior en mantener unión con las paredes de la cavidad comparadas a las resinas compuestas híbridas convencionales en vista de su tensión de contracción baja.

Nicoleta Ilie, *Et al.*, Department of Restorative Dentistry, Dental School of the Ludwig-Maximilians-University. Título su estudio: COMPORTAMIENTO DE CONTRACCIÓN DE RESINAS COMPUESTAS IRRADIADAS CON LÁMPARAS MODERNAS. Donde determinó la influencia de diferentes lámparas de fotopolimerización, cuatro lámparas LED Freelight 1 y 2, 3M-ESPE; Luz-e, GC; BluePhase (prototipo), Ivoclar Vivadent) dos lámparas de halógeno- tungsteno-quarzo (QTH) (Astralis 10, Ivoclar Vivadent; Luz Swiss Master,EMS) y una lámpara de plasma (Easy Cure D MDS) en el curado de una resina compuesta (In Ten-S, Ivoclar, Vivadent). La contracción de polimerización fue inducida en unidades de curado en el material probado con 14 regimenes diferentes de las lámparas antes mencionadas. El máximo estrés de contracción después de 300s. en un cuarto a temperatura controlada con un analizador de tensión-estrés ( $c_{\text{FACTOR}}=0.3$ ). La contracción máxima después de 300 segundos, el tiempo antes de la gelación ( $t_{0.5n}$ ) y el coeficiente lineal de la fuerza de contracción sobre el tiempo fueron analizados. El análisis estático fue realizado usando ANOVA ( $\alpha=0.05$ ) y una prueba de Tukey. Resultados: Los cinco regimenes probados de las lámparas LED revelaron el resultado estadísticamente mas bajo de la máxima contracción seguida por la mas baja intensidad de la lámpara LED Freelight 1 y lámpara de plasma Easy Cure, La intensidad alta de la lámpara LED, Freelight 2 exhibió una contracción de tensión significativamente mas alta en comparación con la Freelight. No hubo diferencias significativas entre los modos estándar y exponenciales entre éstas lámparas. No se encontraron diferencias significativas entre la unidad LED Freelight 2 y la lámpara de halógeno Astralis 10. Las tensiones de contracción de polimerización más altas fueron observadas por lámparas de energia como la QTH (Luz Swiss Master y Astralis 10) o LED (Bluphase). El rápido desarrollo de fuerza de

contracción rápida, y el alto estrés de contracción, y un inicio temprano de aumento de tensión en el material causa distorsión a la estructura del diente. La polimerización de tensión mas baja fue observada por las lámparas LED de energía baja mientras las lámparas de plasma y las lámparas LED y QTH de energía alta produjeron tensión dos o tres veces más altas.

Alexander Hull, *Et al.*, University of Bristol, Dental School, Department of Oral and Dental Science, Biomaterials Science and Biomedical Engineering Group. Realizó otro estudio titulado: DEPENDENCIA DE TIEMPO DE CONTRACCIÓN DE RESINAS COMPUESTAS FOTOPOLIMERIZADAS CON LUZ HALÓGENA Y LED. Determinando que la contracción de polimerización de resinas compuestas fotopolimerizables presentan la mayor desventaja de materiales restaurativos estéticos. Las lámparas basadas en la tecnología LED son recientemente comercializadas. Por lo tanto, el objetivo del presente estudio fue la de investigar si había una diferencia significativa en la contracción lineal y volumétrica si una LED LCU es usada para la fotopolimerización en vez de una halógena LCU convencional. La contracción volumétrica fue determinada usando el método de flotabilidad de Arquímedes después de 5, 10, 20, 40 segundos de fotopolimerizado y después de 120 segundos seguidos de 40 segundos de fotopolimerización. La contracción lineal fue determinada con un analizador dinámico mecánico para las resinas Z100, Spectrum, Solitaire2 y Defenite, polimerizado con los LCUs trilight (halógeno), Freelight 1 (LED) y LED 63 (LED LCU prototipo). Los cambios de irradiación en el espectro de los LCUs fueron medidos después de 0,32 y 360 minutos de tiempo debido. En la contracción de las resinas Z100, Spectrum o Solitare2 cuando la LED63 fue usada en vez de Trilight. Sin embargo el espectro de la Trilight cambió considerablemente mientras la LED63 demostró una casi constante producción de luz. La Freelight 1 disminuyó considerablemente en irradiación y tuvo que ser retirada del estudio por causa de problemas técnicos. Las resinas que solo contienen el foto-iniciador cánforoquinona demostraron comportamiento de contracción parecido cuando una LED o halógeno LCU pueden también disminuir conforme pasa el tiempo y por lo tanto deberían de ser examinadas en base regular.

## **PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

La contracción es un fenómeno que, invariablemente, acompaña al proceso de polimerización.

La magnitud y velocidad de contracción es directamente proporcional a la velocidad y magnitud de polimerización.

Tratándose de polimerización, el proceso será más efectivo y rápido si la intensidad de la luz aumenta.

Con las nuevas lámparas, la intensidad lumínica ha aumentado considerablemente y ello podría provocar problemas clínicos en el mediano plazo.

## **JUSTIFICACIÓN**

En este estudio se medirá mediante pruebas de contracción de polimerización, el encogimiento de una resina de reciente aparición en el mercado, polimerizada con varias lámparas LED de diferentes intensidades para saber cual de ellas causara la menor contracción de polimerización usando el tiempo de curado indicado por el fabricante.

## **HIPÓTESIS**

Las resinas compuestas tendrán menor contracción de polimerización cuando son curadas con lámparas LED con intensidad baja, que cuando son curadas con lámparas LED con intensidad alta.

## **OBJETIVO GENERAL**

Evaluar la contracción de polimerización de una resina compuesta curada con diferentes lámparas LED.

### **Objetivos Específicos:**

- Determinar la contracción de polimerización de la resina Venus Utilizando la lámpara Elipar Free Light de 3M ESPE
- Determinar la contracción de polimerización de la resina Venus Utilizando la lámpara Elipar Free Light II de 3M ESPE.
- Determinar la contracción de polimerización de la resina Venus Utilizando la lámpara Translux Power Blue de Heraeus Kulzer.
- Determinar la contracción de polimerización de la resina Venus Utilizando la lámpara Blue Phase Ivoclar Vivadent.
- Comparar los resultados obtenidos anteriormente con la misma resina y lámpara de Halógeno.

# METODOLOGÍA

## Recursos Físicos

LABORATORIO DE INVESTIGACIÓN DE MATERIALES DENTALES

## Criterios de inclusión

- Muestras de resina Venus
- Muestras de resinas Venus curadas con lámparas LED Translux Power Blue, Elipar Freelight, Elipar Freelight II, Bluephase.
- Muestras de resinas Venus curadas con lámparas de luz halógena Elipar 2500

## Criterios de exclusion

- Todas la que no se incluyen en los criterios de inclusión

## Variables Dependientes:

- Magnitud de contracción.

## Variables Independientes:

- Tiempo de polimerización.
- Cantidad de peso del material.
- Tipo de resina.
- Tipo de lámpara LED.
- Voltaje de la energía eléctrica.
- Porcentaje de relleno de la resina.
- Sensibilidad del transductor del equipo.
- Los resultados indicarán los porcentajes de contracción por polimerización.

# **MATERIAL Y EQUIPO**

## **Recursos Materiales**

Resina Venus 4 gramos, lote 2009-02 010123 (Heraeus Kulzer)

## **Equipo:**

- Instrumento de Medición de Contracción
- Computadora con el software PICO ADC-16, Pico Technology Ltd, Hardwickick, Cambridge, UK)
- Balanza Analítica (OHAUS)
- Anillo de Cobre (altura 1.24) diámetro interno de: 20.10 mm.
- Cámara Oscura
- Espátula
- Porta Objeto
- Cubre objetos

## **Lámparas empleadas**

- Translux Power Blue (Heraeus Kulzer) (Alemania)
- Elipar Freelight (3M Company) (USA)
- Elipar Freelight 2 (3M Company) (USA)
- Bluephase (Ivoclar Vivadet)) (LIECHTENSTEIN)
- Elipar 2500 (3M Company) (USA)

## **Resina empleada:**

- Resina 4 gramos (Heraeus Kulzer) (ALEMANIA)

# **MÉTODO DE REGISTRO Y PROCESAMIENTO DE DATOS**

Los Datos obtenidos en las pruebas de contracción se ordenaron en hojas de cálculo en el programa Excel.

## **Análisis estadístico**

Los resultados fueron analizados estadísticamente con ANOVA de una vía y comparación de grupos con la prueba de Tukey

## **Muestreo**

Se realizaron cuatro grupos experimentales y un grupo control como se indica en la siguiente tabla.

<b>MATERIAL</b>	<b>EQUIPO DE CURADO</b>
<b>RESINA VENUS 15 MUESTRAS</b>	<b>TRANSLUX POWER BLUE (Heraeus KULZER (Germany)</b>
<b>RESINA VENUS 15 MUESTRAS</b>	<b>ELIPAR FREELIGHT (3M ESPE USA)</b>
<b>RESINA VENUS 15 MUESTRAS</b>	<b>BLUE PHASE (IVOCLAR VIVADENT LIECHTENSTEIN)</b>
<b>RESINA VENUS 15 MUESTRAS</b>	<b>ELIPAR FREELIGHT 2 (3M ESPE USA)</b>
<b>RESINA VENUS 15 MUESTRAS</b>	<b>ELIPAR 2500 (3M ESPE USA)</b>
<b>TOTAL 75 MUESTRAS</b>	<b>TOTAL 5 LÁMPARAS</b>

# MÉTODO

## Descripción del equipo

El equipo de contracción de polimerización consta de un transductor de desplazamiento LVDT, una unidad de conexión para transductor, un sistema de adquisición de datos PICO ADC-16. La capacidad de operación del transductor varía entre 5000 y -5000 mW. La porción recta está entre 2000 y -2000 mW, también tiene una base en forma de tripie con una base plana en la parte superior con una perforación al centro de 8 mm de diámetro donde se coloca la punta de la lámpara, sobre la base plana se colocó un cubreobjetos y un anillo de cobre con 1.24 mm de altura y 20.19 mm de diámetro interno, donde se colocará la resina durante la prueba. (Fig. No. 1)

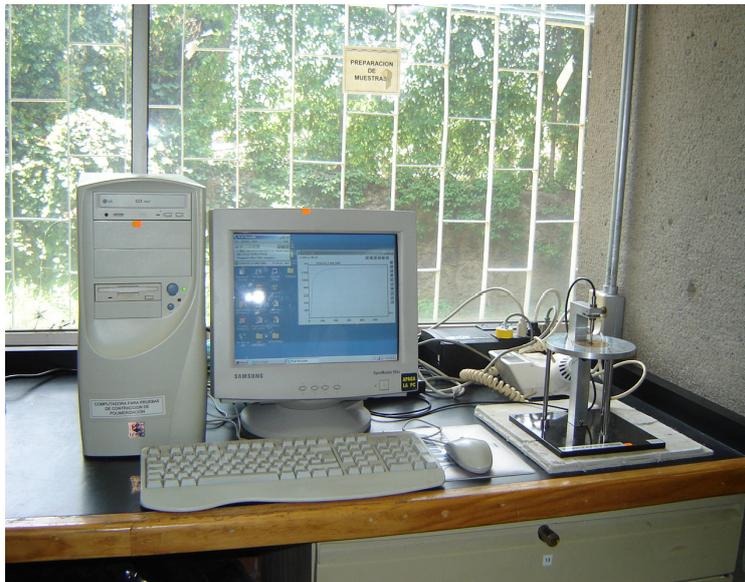


Figura No. 1 Equipo de medición de contracción, computadora con software Pico.

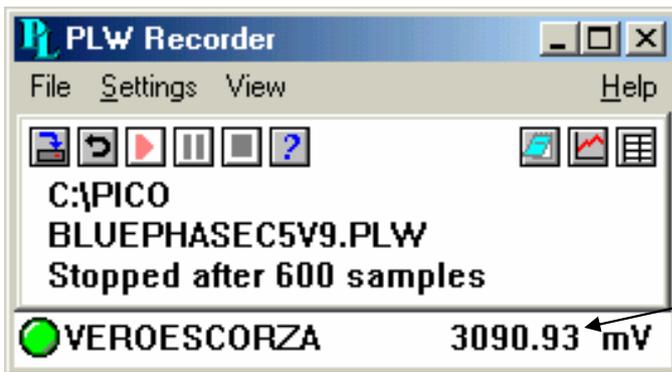
## Calibración del Instrumento de Medición de Contracción.

La calibración del transductor se hizo dentro de la porción recta para tener una dependencia lineal entre el voltaje y los cambios de posición del micrómetro. Al graficar la variación del voltaje que experimentan los cambios de posición, se obtuvo una línea recta donde la pendiente representa el factor de calibración. (Fig. 2 y 3)



Botón de calibración del equipo

Figura No. 2 calibración del equipo de contracción



Voltaje registrado en la calibración del equipo

Figura No 3 Voltaje registrado en la calibración

## Muestras

Se elaboraron 75 muestras de resina para restauración (marca Venus Heraeus Kulzer. (Fig No. 4).



Figura No 4 Resina Venus de la casa Heraeus Kulzer

15 muestras para cada lámpara, las lámparas usada en este estudio fueron: Translux Power Blue (Heraeus Kulzer), Elipar Freelight (3M ESPE), Elipar Freelight 2 (3M ESPE), Powerblue (VIVADENT IVOCLAR) y Elipar 2500 (3M ESPE). (Fig. No. 5)



(Figura a)

(Figura b)

(Figura c)



(Figura d)

(Figura e)

a) Lámpara Translux Power Blue    b) Elipar Freelight    c) Elipar Free Light 2

d) Powerblue C5,    e) Elipar 2500 (Control)

Figura No. 5 Lámparas usadas en el estudio

En cada una de las lámparas que se emplearon en este estudio se midió la intensidad lumínica con un radiómetro Demetrón (USA) antes de cada prueba (Fig. No.6)



Figura No 6 Radiómetro marca Demetrón

Al iniciar la prueba de contracción, Primeramente se tomo la cantidad de 0.12 a 0.13 g. de resina Venus pesada en una balanza analítica Ohaus protegiendo la resina de la luz en un dispositivo oscuro para evitar una pre-polimerización. (Fig. 7)



Figura No. 7 pesando la resina Venus protegida por el dispositivo oscuro.

(Muestra). Ya pesada la resina se colocó en el centro del anillo de cobre que se encuentra sobre el portaobjetos, se cubrió la muestra con el cubreobjetos y con la ayuda de otro portaobjetos se comprimió la muestra hasta que el cubreobjetos hizo contacto con la superficie del anillo, quedando la muestra de un espesor uniforme de 1.24 mm., (Fig. No. 8) el portaobjetos con que se comprimió la muestra se retiro.

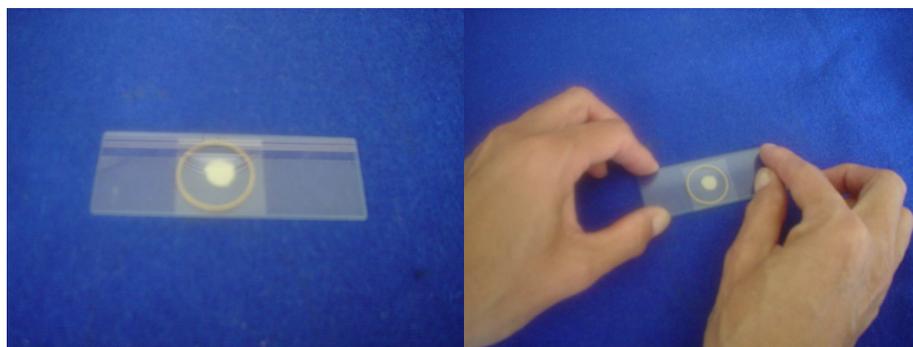


Figura No. 8 Muestra cubierta con cubreobjetos y muestra comprimida con otro portaobjetos.

El portaobjeto ya con la resina se llevó al Aparato de Medición de Contracción y se colocó sobre la platina perforada donde se encuentra la punta de la lámpara y en contacto con el transductor para posteriormente ser ajustado.

Se calibró el transductor de 0 a 200 mv.

Llevando a cabo todos estos pasos, se inicio la prueba con el Aparato de Medición de Contracción y la fotopolimerización al mismo tiempo. Todas las muestras fueron polimerizadas durante 20 segundos, por cada lámpara.

A los 20 segundos de iniciada la prueba se apago la lámpara y se dejo continuar la polimerización, al mismo tiempo la computadora registro los cambios de voltaje que sufrió el material durante un tiempo de 600 segundos que duro la prueba, la captura de datos se hizo a través del transductor y del programa PICO LOG. (Fig. 9)

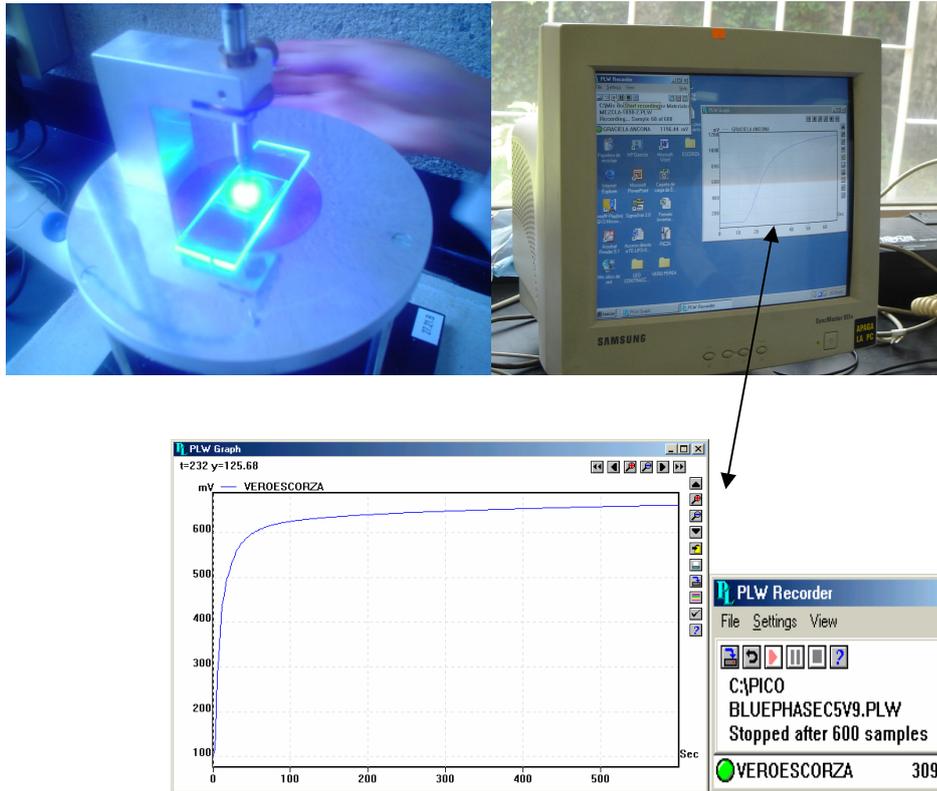
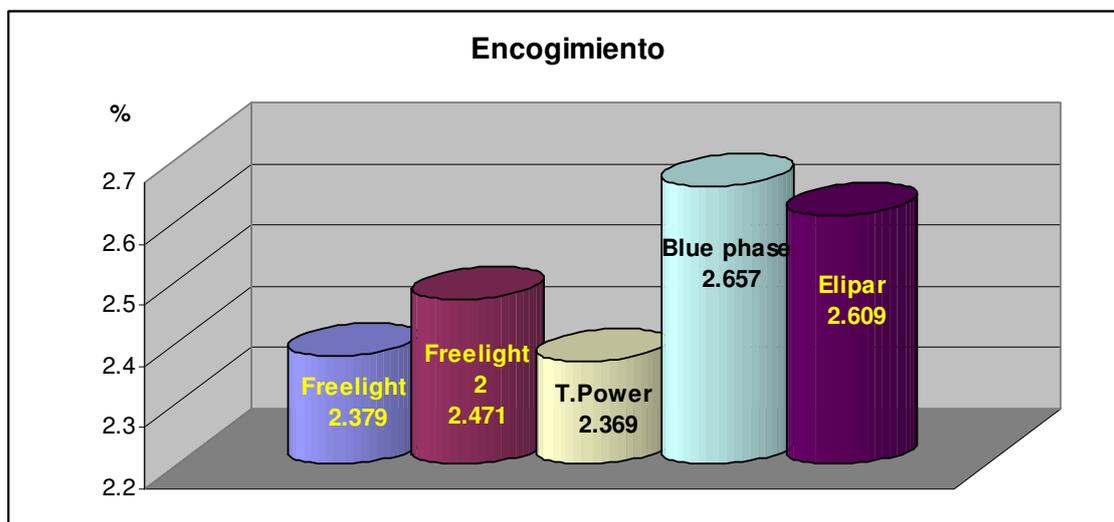


Figura 9 Muestra colocada en el equipo de contracción fotopolimerizándose y transductor del programa PICO

La medición de la deflexión del vidrio (cubreobjetos) se hizo en función del voltaje de salida del transductor. Con ayuda del micrómetro, la armadura del transductor se cambió de posición y se leyeron los voltajes de salida. Los valores obtenidos del voltaje de salida (mV) y los cambios de posición del micrómetro ( $\mu\text{m}$ ) se graficaron. El factor de calibración pendiente de la línea recta (mV- $\mu\text{m}$ ) se calculó mediante una regresión lineal.

## RESULTADOS

Los resultados obtenidos de esta valoración fueron analizados y validados con análisis estadístico de varianza de una vía y comparación de grupos con la prueba de tukey



Grafica no. 1

Como se muestra en la grafica el grupo que presento menos encogimiento fue: el polimerizado con la primera lámpara Translux Power Blue ( $425 \text{ mW/cm}^2$  de intensidad de curado) con un porcentaje promedio de 2.369 y una desviación estándar de 0.312 a una  $P=0.041$ , segunda lámpara Freeligth ( $300 \text{ mW/cm}^2$  de intensidad de curado) con un porcentaje promedio de 2.379, tercera lámpara Freelight 2 ( $800 \text{ mW/cm}^2$  de intensidad de curado) y un porcentaje promedio de 2.471, cuarta lámpara Elipar 2500 ( $500 \text{ mW/cm}^2$  de intensidad de curado), y un porcentaje promedio de 2.609, quinta lámpara Bluephase C5 ( $500 \text{ mW/cm}^2$  de intensidad de curado) y un porcentaje promedio de 2.657.

GRUPO	Principal	Desviación STD
Freelight	2.379	0.0673
Freelight 2	2.471	0.165
Translux Power	2.369	0.312
Bluephase C5	2.657	0.175
Elipar 2500	2.609	0.125

Comparación de grupos	Diferencia de medias	Q	P<0.05
Bluephase C5 vs Tarsus Power	0.288	5.944	SI
Bluephase C5 Vs Freelight	0.278	5.735	SI
Bluephase C5 Vs Freelight 2	0.186	3.841	NO
Bluephase C5 Vs Elipar 2500	0.0473	0.977	NO
Elipar 2500 Vs Translux Power Blue	0.240	4.967	SI
Elipar 2500 Vs Freelight	0.230	4.758	SI
Elipar 2500Vs Freelight 2	0.139	2.865	NO
Freelight 2 Vs Translux power Blue	0.102	2.103	NO
Freelight 2 Vs Freelight	0.916	2.893	NO
Freelight Vs Translux power Blue	0.0101	0.209	NO

Las diferencias en los valores principales entre el grupo tratado son más grandes de lo que se puede esperar por prueba; hay una significativa diferencia estadísticamente ( $P = < 0.001$ ).

	Intensidad de Polimerización	Calor
Translux Power Blue	425	5 mW/cm <sup>2</sup>
Elipar Freelight	300	5 mW/cm <sup>2</sup>
Elipar Freelight 2	800	20 mW/cm <sup>2</sup>
Bluephase C5	500	10 mW/cm <sup>2</sup>
Elipar 2500	500	10 mW/cm <sup>2</sup>

## DISCUSIÓN

Estudios realizados por otros autores como el realizado por Alexander Uhl de la Universidad de Jena en Alemania reportaron valores más bajos utilizando resina Z-100 de 3 M y polimerizando con lámpara Freelight, en este estudio se obtuvieron resultados un poco más altos empleando la misma lámpara pero resina diferente como la Venus de Heraeus Kulzer probablemente influyo en los resultados el tipo de resina y el tiempo de polimerización que fue el de ellos de 40 segundos, y el de nosotros de 20.

En el estudio realizado por Nicoleta Ilie de la Universidad Ludwig-Maximilians en Alemania en donde empleo una lámpara Bluephase con una intensidad de polimerización de 1100 ( $\text{mW/cm}^2$ ) la cual polimeriza la resina In Ten-S, Ivoclar, Vivadent teniendo un porcentaje de polimerización de 2.1 mientras que nosotros empleamos lámpara Bluephase C5, con intensidad de polimerización de 500 ( $\text{mW/cm}^2$ ) obtuvimos un porcentaje de contracción de 2.5 resultados muy similares a los de este autor, sin embargo cabe señalar que se emplearon diferentes resinas y vario la intensidad de energía de las lámparas.

Keiko y Nitta, de la universidad de Tsurumi, Japón, donde el propósito de este estudio fue investigar la influencia del diámetro de la punta de la lámpara en la polimerización de resinas compuestas cuando las puntas de lámparas de diferentes diámetros fueron usados con una lámpara LED. Fue usada con tres puntas de 4, 8 y 10 mm de diámetro para determinar la profundidad de polimerización.

Dos resinas compuestas fueron fotopolimerizadas por 10, 20, 30 y 40 segundos,

Los resultados preliminares indican que las puntas de 8 milímetros y de 10 milímetros tienen un porcentaje de polimerización de 45% y la punta de 4 milímetros tiene el 32% de polimerización, datos que

nosotros podemos pensar que el diámetro de las puntas de las diferentes lámparas utilizadas en este estudio pueden influir en la contracción de polimerización de resinas compuestas.

## CONCLUSIONES

En base a los resultados obtenidos se concluye:

1. La diferencia en modelos de lámparas, poseen diferentes voltajes de luminosidad influyendo en la contracción de polimerización en resinas compuestas.
2. La diferencia en la intensidad lumínica e intensidad de calor provocan diferente porcentaje de contracción de polimerización en las resinas compuestas.
3. La lámpara Translux Power Blue fue la que presento menos porcentaje de contracción por lo tanto se recomienda emplear esta lámpara en la resina Venus de Heraeus Kulzer.
4. La resina presento contracción con todas las lámparas, en porcentajes altos y bajos, no hay que olvidar que las restauraciones con resinas son de carácter temporal, lo que nos obliga a cambiarlas cuando menos cada 3 años.
5. Se recomienda que se hagan este tipo de investigaciones con otras marcas de resina, y lámparas como las de plasma, ya que en este estudio solamente empleamos una marca de resina y lámparas LED.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Ferracane, JL. Current trends in Dental Composites. Crit Rev. Oral Biol Med. 1995; 6(4): 302-318.
2. Nadarajah, V. et al. Local inflammatory effects of Composite Resins. Compendium. 1997; 18 (4):367-374.
3. Bayne, S.C. et al. Update on dental composite restorations. J. Amer. Dent. Assoc. 1994;125:687-701
4. Leinfelder, K.F. Posterior Composites. State of the art, clinical applications. Dent Clin. N. Amer. 1993; 37(3):411-418.
5. Lambrechts P, Braem M and Vanherle G. Evaluation of clinical performance for posterior resins and dentin adhesives. J.Op. Dent. 12:53, 1987.
6. Lutz, F. and Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. J. Prosther Dent 50:480, 1983.
7. Asmusen E: Factors affecting color stability of restorative resins, Acta Odontol Scand 41:11.1983.
8. Jordan RE, Susuki M, Gwinnett AJ, et al: Restoration of fractured and hypoplastic incisors by the acid etch resin technique: a three year report, J Am Dent Assoc 95:795, 1997.
9. Pollack BF, Blitzer MH: Discoloration in composite and microfill resins, Gen Dent 2:130, 1984.
10. Loeys K, Lambrechts P. Vanherle G. Davidson D. Material development and clinical performance of composite resins. J. Prosth Dent 48:664-671, 1982.
11. Leinfelder KF. Evaluation of clinical wear of posterior composite resins In: Vanherle G, Smith DC. Posterior composite resin dental restorative materials. Utresch, the Netherlands, Szula, 1985: 501-509.
12. Anusavice, KJ. Phillip´s science of dental material. Tenth edition, WB Saunders Company, 1996.
13. Estructura de un LED (from Scientific American, 2, 63-67(200