

**UNIVERSIDAD DE CHILE  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA  
ASIGNATURA DE BIOMATERIALES ODONTOLÓGICOS**

**“ANÁLISIS COMPARATIVO *IN VITRO* DEL SELLADO MARGINAL DE  
RESTAURACIONES DE RESINA COMPUESTA ACTIVADAS CON  
LÁMPARA CONVENCIONAL Y LÁMPARA L.E.D.”**

**Alejandra Carrillo Godoy**

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN  
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE  
CIRUJANO-DENTISTA**

**TUTOR PRINCIPAL  
Prof. Dr. Marcelo Bader**

**TUTOR ASOCIADO  
Prof. Dr. Cristián Astorga Meneses**

**Santiago-Chile  
2005**

## ÍNDICE

	Página Nº
<b>INTRODUCCIÓN</b>	<b>3</b>
<b>MARCO TEÓRICO</b>	<b>9</b>
<b>HIPÓTESIS</b>	<b>43</b>
<b>OBJETIVO GENERAL</b>	<b>43</b>
<b>OBJETIVOS ESPECÍFICOS</b>	<b>43</b>
<b>MATERIALES Y MÉTODOS</b>	<b>44</b>
<b>DISCUSIÓN</b>	<b>52</b>
<b>CONCLUSIONES</b>	<b>55</b>
<b>SUGERENCIAS</b>	<b>57</b>
<b>RESUMEN</b>	<b>58</b>
<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>60</b>

## **INTRODUCCIÓN**

La caries, como problema de salud pública, es considerada una enfermedad de comportamiento pandémico, carácter bacteriano, transmisible, multimodulada, y con una relación de costo beneficio altamente positiva cuando se enfrenta desde una perspectiva preventiva y de promoción de salud.

A través del tiempo, el tratamiento de esta enfermedad se ha enfocado a solucionar el problema desde diferentes perspectivas, las que hasta hace algunos años eran un rotundo fracaso, desde el punto de vista de la recidiva, fundamentalmente porque el manejo de esta patología era eminentemente curativo y sintomático (1), donde el principal objetivo era la eliminación quirúrgica del daño y la rehabilitación de las piezas dentarias utilizando diferentes materiales.

Durante el último tiempo, la odontología ha experimentado grandes cambios. Sin embargo, esta gran transformación no se debe a los avances tecnológicos, sino, más bien, a un cambio de filosofía en cuanto a la atención de las personas. Esta atención prioriza la PROMOCIÓN DE LA SALUD BUCAL y no más la ejecución de sofisticadas técnicas y/o restauraciones (aunque ellas sean todavía, muy necesarias) (2).

Lamentablemente, el porcentaje de pacientes en los cuales podemos aplicar esquemas preventivos puros es muy pequeño debido a que la destrucción y pérdida de tejido dentario presente en la población es muy alto, por lo cual es importante manejar el concepto preventivo en conjunto con el tratamiento operatorio integral del paciente, que corresponde al procedimiento terapéutico mediante el cual se realiza la eliminación quirúrgica del tejido afectado, lo que deja como secuela una cavidad y un remanente dentario, el cual debemos reparar utilizando diversos materiales que idealmente sean capaces de realizar todas las funciones que realizaba el tejido sano (3).

La caries es el resultado acumulativo de un proceso dinámico que lleva a una pérdida neta de minerales. Este proceso es producto de continuos períodos de remineralización y desmineralización producidos por el metabolismo bacteriano en la superficie dentaria, que en el tiempo lleva a una pérdida de minerales con la consecuente, aunque no siempre, cavitación (2). Una vez que se llega a la etapa de cavitación, el proceso es irreversible y el procedimiento terapéutico apunta a eliminar el foco patológico y reparar los tejidos remanentes devolviendo la forma anatómica de las estructuras dentarias mediante el uso de diferentes materiales.

Este tipo de materiales restauradores los podemos clasificar de acuerdo a su forma de trabajo de la siguiente manera (4):

- *Materiales de restauración indirectos*: Aquellos que son llevados a la cavidad bucal en forma sólida y que por ello necesitan de una etapa previa de laboratorio y un medio de cementación.
- *Materiales de restauración directos*: Aquellos que se llevan a la cavidad bucal en forma plástica y posteriormente, mediante un proceso químico y/o físico, solidifican obteniendo las propiedades adecuadas para reemplazar los tejidos dentarios. Estos tienen como ventaja ser mas económicos y un requerir menor tiempo de trabajo clínico.

Dentro de los materiales plásticos de restauración directa usados para reparar tejidos perdidos encontramos a las amalgamas y a las resinas compuestas.

Por más de un siglo la amalgama se ha mantenido como el material de elección para la restauración operatoria, fundamentalmente por su alta resistencia mecánica, técnica de fácil manejo, bajo costo, excelente adaptación y pulido y éxito comprobado en el tiempo (4).

En la década de los ochenta este material disminuye su popularidad por problemas propios a su naturaleza, tales como: su corrosión, su nula adhesión a las estructuras dentarias, el exceso de eliminación de tejido requerido para la preparación dentaria, la potencial toxicidad del mercurio, las tinciones que provoca en la estructura dentaria y sus deficientes propiedades estéticas (5).

En la década del sesenta aparecieron las resinas compuestas, material que dio buenos resultados a corto plazo y en las pruebas de laboratorio, pero que a largo plazo presentaba un alto porcentaje de fallas (6), entre otras causas debido a la contracción de polimerización y la consecuente infiltración marginal, problemas de las resinas compuestas que aún no se han solucionado y que son la primera causa de fracasos clínicos con este tipo de material restaurador. Sin embargo, cada día el uso de éstos materiales adquieren mayor preponderancia, ya que han mejorado considerablemente sus propiedades fisicoquímicas y estéticas como material rehabilitador.

La reacción química mediante la cual se logra la solidificación de las resinas compuestas se denomina polimerización. Para iniciar esta reacción química se requiere de un aporte de energía a través de algún mecanismo de iniciación que puede ser activación química (autocurado), activación por luz visible (fotocurado) o activación por calor (termocurado) (7).

Las resinas compuestas activadas químicamente o aquellas activadas por luz son las que se utilizan como materiales de restauración directos.

Para estas últimas, existen varias fuentes lumínicas usadas para fotoactivarlas, como son:

- Lámparas halógenas: Las que pueden ser convencionales ( hasta 400-500 mW/cm<sup>2</sup>) y de alta intensidad o potencia (sobre 500 mW/cm<sup>2</sup>).
- Lámparas de plasma (de arco, xenón).
- Lámparas de láser.
- Lámparas de luz emitida por diodos (L.E.D): Con una potencia que va desde los 800 a los 1500mW/cm<sup>2</sup>.

Las lámparas más usadas hasta hoy han sido las lámparas halógenas convencionales. Recientemente las lámparas de tipo L.E.D. se están incorporando como una alternativa más eficiente según sus fabricantes.

Estas últimas son un nuevo sistema de fuente lumínica que aparece en el mercado odontológico alrededor del año 1995. Estas lámparas emiten una luz azul con una longitud de onda entre 440-490nm., con un peak de 460 nm., permitiendo activar un fotoiniciador que sea sensible a esa longitud de onda y producir la polimerización del material.

Su potencia oscila entre los 800-1400mW/cm<sup>2</sup>. Debido a esta alta potencia, los fabricantes aseguran que, en comparación con una lámpara halógena convencional, las lámparas L.E.D. logran una mayor polimerización de las resinas compuestas con un menor tiempo de exposición lumínica.

Sin embargo, esto podría traducirse en una activación muy brusca, generando tensiones que pueden afectar la calidad del sellado marginal de la restauración.

Por este motivo es que el presente trabajo pretende evaluar *in Vitro* el grado de sellado marginal de restauraciones de resina compuesta fotoactivadas con una lámpara convencional y una lámpara L.E.D.

## **MARCO TEÓRICO**

La caries dental es considerada el primer problema de salud pública odontológica en Chile junto a la enfermedad periodontal y los traumatismos (18). Frente al daño generado por la caries, que implica un deterioro progresivo de las estructuras dentarias, la odontología restauradora se ha propuesto como objetivo devolver en forma óptima todas las funciones del tejido dentario perdido, es decir (3):

- Mantener la salud tanto del complejo pulpodentinario como de las estructuras periodontales.
- Devolver tanto la forma anatómica de los tejidos perdidos como su armonía óptica.
- Mantener en el tiempo la estructura e integridad marginal.
- Recuperar y mantener el equilibrio del ecosistema bucal.

Los esfuerzos están orientados a desarrollar materiales dentales que puedan responder tanto a las demandas estéticas de los pacientes como a los requisitos funcionales.

Las características ideales deseadas para estos materiales son (12):

- Armonía óptica, es decir, que se integre visualmente a los tejidos remanentes que se van a restaurar y pase desapercibido.
- Durabilidad, devolviendo la función perdida por el mayor tiempo posible.
- Resistencia mecánica ante las fuerzas masticatorias, ya que debe ser capaz de resistir el stress masticatorio y permanecer íntegro.
- Adhesión química a las estructuras dentarias, permitiendo así que se cumplan las características anteriores.
- Compatibilidad biológica, es decir que sea inocuo para los tejidos dentarios remanentes.
- Que se puedan manipular y moldear en forma directa sobre la preparaciones cavitarias, haciendo mas cómodo el trabajo operatorio el trabajo operatorio, tanto para el paciente como para el profesional.

Los primeros materiales estéticos utilizados se basaron en los cementos de silicato. Estos cementos se obtenían haciendo reaccionar ácido fosfórico con partículas de vidrio (13). A pesar de ofrecer una excelente estética, presentaban algunos defectos como la alta solubilidad en el medio bucal y un alto grado de irritación pulpar (8).

Estos problemas condujeron al desarrollo de los sistemas acrílicos sin relleno (copolímero basado en polimetacrilato de metilo), sin embargo, estos poseían un alto grado de contracción de polimerización y coeficientes de variación dimensional térmica diez veces mayor que el de las estructuras dentarias, trayendo como consecuencia filtraciones marginales y percolación que llevaban al fracaso de las terapias restauradoras. Las resinas acrílicas presentaban además una baja resistencia mecánica, inestabilidad de color y gran generación de calor al polimerizar (13).

En el año 1962, el doctor Rafael Bowen introduce, en reemplazo del metacrilato de metilo, un monómero de alto peso molecular llamado “monómero de dimetacrilato de metilo o BIS-GMA” (13). Debido a su mayor peso molecular, la contracción que se generaba al polimerizar era menor. La molécula de BIS-GMA es la más empleada como monómero en la matriz de las resinas compuestas odontológicas. Consta de dos grupos acrilatos combinados con grupos bencénicos. Cada grupo acrilato dispone de un grupo vinilo con un doble enlace carbono-carbono. De acuerdo a esto último se dispondrán de dos dobles enlaces por molécula de BIS-GMA, lo que permitirá que se formen enlaces cruzados entre los monómeros. A esta molécula se le añadieron partículas de relleno inorgánico, las cuales se unían al monómero mediante un agente acoplador bifuncional constituido por un vinil-silano.

Esto es lo que actualmente se conoce como resinas compuestas o “composites”, que se define “como la combinación de dos materiales diferentes e incompatibles entre si unidos por un agente de acoplamiento” (14).

Este nuevo complejo de resinas presenta tres fases:

- Fase continua o matricial: Constituida por un monómero de dimetacrilato aromático, también llamado BIS-GMA. Este es sintetizado por la reacción entre un bisfenol A y un metacrilato glicídico. En la actualidad puede ser reemplazado por el dimetacrilato de uretano (DMU), el cual posee un índice de refracción de la luz más similar al diente que el BIS-GMA (12).
- Fase dispersa o de partículas de relleno: Constituida principalmente por cuarzo, sílice, sílice pirolítica, vidrio de borosilicato, silicatos de litio y fluoruro de bario. El objetivo de la incorporación de este relleno inorgánico era lograr disminuir la cantidad de monómero por unidad de volumen y así disminuir la contracción de polimerización. A su vez el relleno inorgánico aumenta la resistencia mecánica del material (13).
- Fase intermedia o agente de acoplamiento: Es un agente de enlace con grupos bifuncionales que reaccionan con la fase inorgánica y con la matriz, originando una unión química entre ellas. Esta adhesión entre ambas fases es esencial para que el material tenga resistencia y durabilidad (8-13).

Además de la matriz, el relleno y el agente de unión, también forman parte de la resina compuesta otros agentes tales como:

- Monómeros que disminuyen la viscosidad del BISGMA o de DMU, por ejemplo el TEGDMA.
- Inhibidores de la polimerización para prolongar la vida útil, previniendo el endurecimiento espontáneo del material durante el período de almacenamiento.
- Iniciadores y aceleradores que se combinan para producir radicales libres que inician la reacción de polimerización.
- Pigmentos, para dar las distintas tonalidades al material restaurador.
- Modificadores y opacificadores para controlar el color y la translucidez.
- Radioopacificadores: las resinas compuestas en sí son radiolúcidas, lo que constituye una desventaja frente a exámenes diagnósticos radiológicos. Es por esto que se agregan por ejemplo sales de bario, para dar características radiopacas al sistema(13).

Las resinas compuestas endurecen mediante un proceso de polimerización por adición de tipo radicalica. Las etapas del proceso de polimerización son:

- Iniciación: En este proceso debe existir una molécula iniciadora capaz de adquirir energía y activarse formando radicales libres. Esta energía al ser transferida a las partículas del monómero, hará que en estos se desdoble el doble enlace de sus grupos terminales vinílicos. Los iniciadores generalmente son peróxidos orgánicos (peróxido de benzoilo) o diacetonas. En este fenómeno de iniciación debemos distinguir que existen dos formas de activar la molécula iniciadora: mediante un sistema de activación química y mediante una activación física (luz o calor). En el segundo sistema, que es el más usado en la actualidad, la activación se realiza mediante un haz de luz visible, y es el que se utiliza en las resinas compuestas de fotopolimerización, donde el proceso se realiza con una luz azul (400 a 500 nm de longitud de onda).
- Propagación: Este proceso sucesivo a la iniciación, es una reacción en cadena, y se desarrolla a una alta velocidad, lo que genera una gran tensión interna en el material producto de la atracción entre las moléculas activadas en el proceso de crecimiento polimérico.
- Terminación: Ocurre cuando 2 radicales complejos están próximos (9).

Conocer las etapas de la polimerización de las resinas compuestas es importante, pues las características finales del material restaurador (ventajas y desventajas) van a estar determinados en gran parte por este proceso .

De acuerdo a lo ya mencionado, las resinas compuestas pueden ser activadas mediante elementos químicos o elementos físicos, como luz o calor.

En relación a los primeros, éstos se presentaron inicialmente en forma de un polvo y un líquido. El polvo contenía un relleno inorgánico silanizado, mientras que el líquido estaba constituido por la fase monomérica a polimerizar. Al realizar la mezcla, el material endurecía quedando constituida la resina compuesta. Posteriormente la presentación del material fue cambiada a un sistema de dos pastas: una base y una catalizadora. Ambas pastas contenían el monómero, relleno inerte silanizado y además, una de ellas tenía un peróxido iniciador mientras que la otra tenía una amina activadora. Al juntar ambas pastas se desencadenaba la reacción de polimerización con el consecuente endurecimiento del material.

Con estos materiales se superó significativamente la baja resistencia mecánica y la gran contracción volumétrica que presentaban las resinas acrílicas, pero sin embargo, aún persistía el problema de la inestabilidad del color de la resina compuesta.

Esto último estaba determinado por el sistema de activación, basado originalmente en una reacción amina-peróxido (dimetil p-toluidina-peróxido de benzoilo). Tras múltiples ensayos se logró solucionar este problema cambiando el sistema de activación química a una activación física, la que puede darse mediante calor (sistemas indirectos de termocurado) o mediante luz visible (sistemas directos e indirectos de fotocurado).

El mecanismo de activación más usado en la actualidad, es la activación por luz visible a través de lámparas de fotocurado. Por medio de esa fuente se excita el fotoiniciador, que corresponde a una canforoquinona y que generalmente es, a su vez, una alfa diacetona. Esta diacetona activada, interacciona con un agente reductor que corresponde a una amina terciaria alifática, y al juntarse ambos componentes se inicia una reacción de radical libre (8). Este radical libre es una molécula extremadamente reactiva, con un electrón libre en su región externa, que busca formar un enlace covalente. Este radical libre reaccionará con el monómero, que posee un enlace doble de carbono ( $C=C$ ), dando inicio a la reacción de polimerización. De esta forma comienza la reacción en cadena, en la cual, el enlace doble de carbono reacciona con el radical libre, dejando un electrón disponible para reaccionar con otro enlace doble de carbono.

Cuanto mayor sea la intensidad de luz, mayor será el número de fotones, y cuanto mayor sea el número de fotones presentes, mayor será el número de moléculas de fotoiniciador que serán excitadas. Estas reaccionarán con la amina y formarán radicales libres. Por lo tanto, mientras mayor sea la intensidad de luz, mayor será el grado de polimerización de la resina compuesta (10).

Hoy en día las resinas compuestas se nos presentan como pasta única, envasada en una jeringa opaca, dispuesta para ser fotoactivada por la fuente lumínica correspondiente

Estas últimas resinas compuestas, de activación física, presentaron una serie de ventajas en comparación con las de activación química. Podemos mencionar entre ellas:

- Mayor tiempo de trabajo útil, ya es que es el operador quien controla el tiempo de trabajo, modificándolo a su voluntad dependiendo de la situación clínica (15), ya que el material solo polimerizará al ser expuesto a la luz.
- Mayor estabilidad del color, al eliminarse los compuestos químicos reaccionantes (amina-peróxido)
- Mayor resistencia mecánica, ya que se logra una polimerización más completa del material mejorando sus propiedades mecánicas.

- Mejor resultado estético, pudiendo verificar la correcta elección del color del material restaurador y removerlo fácilmente en caso de no satisfacer las necesidades de armonía óptica en relación a los tejidos dentarios remanentes antes de ser polimerizado.
- La pasta presenta una viscosidad considerable lo que dificulta la incorporación de aire en ella al momento de manipularla. Antiguamente esto había sido un problema para las resinas compuestas de autocurado, ya que requerían ser mezcladas manualmente, y ello podía generar la incorporación de burbujas a la masa, con el consiguiente efecto deletéreo en la resistencia mecánica del material.

### **1. Clasificación de las resinas compuestas:**

Las resinas compuestas se pueden clasificar considerando diferentes aspectos en virtud de lo cual se pueden mencionar:

- I. Según el sistema de activación de la polimerización:
  - A. *Resinas compuestas de autocurado.*
  - B. *Resinas compuestas de fotocurado.*
  - C. *Resinas compuestas de activación dual.*
  - D. *Resinas compuestas de termoactivación.*

II. Tradicionalmente, la clasificación más usada para las resinas compuestas es aquella basada en el tamaño de sus partículas de relleno:

A. Resinas compuestas de macrorrelleno: Resinas convencionales o de primera generación. Estas resinas estaban constituidas por partículas de relleno inorgánico bastante irregulares en cuanto a su tamaño, oscilando entre 1-100 micrones. Pese a ser mejores que las resinas acrílicas, presentaban una serie de problemas tales como:

- Porosidad superficial, lo que se produce al quedar aire atrapado dentro de la resina compuesta durante su manipulación.
- Dificultad para lograr una superficie pulida adecuada. Esto se debía fundamentalmente al distinto ritmo de desgaste de las partículas de relleno en relación con la fase de la matriz, ya que ambas tienen diferentes grados de dureza, y además, por la heterogeneidad del tamaño de las partículas de relleno (13).

B. Resinas compuestas de microrrelleno: También llamadas resinas de acabado fino, nacen como una alternativa a las anteriores. Estos sistemas de resina poseen partículas de sílice pirolítica coloidal, las cuales tienen un tamaño mucho más uniforme que aquellas usadas en las resinas compuestas convencionales, oscilando entre 0.2-0.04 micrones de diámetro. Las partículas de relleno ultrafinas, por su tamaño, incrementan en gran

medida el área de su superficie en contacto con la matriz de la resina compuesta, razón por la cual no se puede incrementar su porcentaje, ya que aumentaría demasiado la viscosidad del material y dificultaría su manipulación. Dado que no se puede incrementar la carga de relleno, esto conlleva a una reducción de las propiedades mecánicas de la resina compuesta (16). La característica más destacable es la excelente terminación y pulido superficial que pueden lograr, lo que permite obtener un estética excepcional. Es por esta razón que los materiales se reservaron especialmente para restauraciones en el sector anterior donde además no se requiere una gran resistencia mecánica (16).

C. Resinas compuestas híbridas: Estas resinas compuestas buscan combinar las propiedades físicas y mecánicas de los sistemas de partículas convencionales y la capacidad de pulido de los sistemas de partículas de microrrelleno, logrando resultados intermedios entre ambos. Esta tecnología híbrida permite una alta carga de relleno en la resina compuesta, lo cual permite recuperar gran parte de las propiedades mecánicas que se habían perdido con los sistemas de microrrelleno, aunque no logran igualar su capacidad de pulido (17). El tamaño de partícula de relleno en estas resinas híbridas oscila entre 0.04-5 micrones (el promedio está por sobre el micrón) constituyendo un 75 a 80% aproximadamente de la resina compuesta

- D. Resinas compuestas microhíbridas: Con el fin de mejorar aún más las propiedades estéticas de las resinas compuestas híbridas y a su vez preservar las propiedades mecánicas, surgen los sistemas de resinas compuestas microhíbridas. Estos sistemas de resinas compuestas están constituidos por partículas de relleno que oscilan entre los 0.04-2.3 micrones, con un promedio de tamaño que oscila entre 0.4 y 0.8 micrones según el origen del material. Presenta muy buenas propiedades estéticas, una alta capacidad de pulido y buena resistencia a la abrasión (15).
- E. Resinas compuestas de nanorrelleno: Hoy en día los avances tecnológicos han permitido obtener resinas compuestas con partículas de relleno cada vez más pequeñas, pero con procedimientos que permiten agregarlas en un alto porcentaje. Es así como se han desarrollado estos sistemas de resinas con partículas de relleno que van de 0.02 a 0.075 micrones. Estos sistemas poseen una buena resistencia al desgaste gracias al relleno de estroncio vítreo que poseen y además porque el relleno de tan pequeña magnitud, al perderse, representa muy poca masa del total del material. Este relleno nanométrico genera un pulido de larga duración de la resina compuesta, manteniendo las propiedades de resistencia mecánica (19).

## **2. Propiedades físicas de las resinas compuestas**

- A. Variación dimensional térmica: Es el cambio de longitud de un material cuando su temperatura varía. Se pretende que el coeficiente del material restaurador sea lo más similar posible al de los tejidos dentarios. En caso de no ser así y el material presenta un coeficiente mayor al de la pieza dentaria, al producirse una disminución brusca de la temperatura intrabucal, el material restaurador se contraerá más que el diente, generando una tensión que puede producir una separación a nivel de la interfase diente restauración con la consiguiente penetración de los fluidos bucales en este espacio. Al normalizarse la temperatura intraoral la restauración vuelve a su volumen original, expulsando de la interfase los fluidos que previamente se habían infiltrado. Esto al repetirse en el tiempo, genera un bombeo con aspiración y expulsión de fluidos y materia orgánica al interior de la interfase diente restauración. Este fenómeno se denomina “percolación” y puede traer como consecuencia recidivas de caries e irritación pulpar.
- B. Conductividad térmica: Es la cantidad de calor, en calorías o joules por segundo, que pasan a través de un cuerpo de 1 cm. de espesor con una sección de  $1\text{cm}^2$ . La matriz orgánica y el relleno inorgánico son malos conductores térmicos, por lo tanto, ante cambios térmicos pasajeros la restauración no cambiará tan rápidamente como la estructura dentaria. Sin

embargo, se puede apreciar que los sistemas convencionales poseen una conductividad térmica tres veces mas alta que los sistemas de microrelleno, debido a la mayor conductividad del cuarzo que estas poseen (15).

- C. Sorción acuosa: Es la cantidad de agua adsorbida sobre la superficie de un material y la absorbida al interior del mismo. Para las resinas compuestas la presencia de sorción acuosa se traduce clínicamente en una expansión higroscópica, que podemos minimizar en la medida que el monómero de la resina compuesta sea de mayor peso molecular. Debe existir además, una buena adhesión entre la fase matriz y la fase dispersa mediante el agente de unión, ya que si esta se encuentra deteriorada, aumenta la sorción acuosa y por ende su expansión higroscópica (17).
- D. Módulo de elasticidad: Expresa la rigidez de un material dado. Para las resinas compuestas depende directamente de la cantidad de relleno y del grado de polimerización de la fase matriz, aumentando exponencialmente con el porcentaje de fracción volumétrica de relleno. De esta manera, las resinas convencionales al ser mas rígidas, soportan mejor las fuerzas de mordida intensas; mientras que para las zonas donde predominan las fuerzas de deflexión, como en la zona cervical de una pieza dentaria, funciona mejor una resina de microrelleno (18).

- E. Resistencia a la compresión y a la tracción: Es directamente proporcional a la cantidad de relleno inorgánico presente en la resina compuesta y al grado de polimerización de la matriz (18). Además, depende del tamaño de las partículas de relleno. Las resinas compuestas híbridas poseen mayor resistencia a la compresión que las de microrelleno, debido a que estas últimas no logran incorporar en su masa una alta cantidad de partículas de relleno. A su vez, las resinas compuestas híbridas poseen una mayor resistencia a la compresión que las convencionales, debido a que para un mismo porcentaje de relleno, la disminución del tamaño de partícula se traduce en un incremento de la resistencia a la compresión (18).
- A. Contracción de polimerización: Junto al coeficiente de expansión térmica, son las propiedades que mayor incidencia poseen en el resultado clínico de las restauraciones de resina compuesta. Bausch la define como “la consecuencia del reordenamiento molecular en un espacio menor al requerido en la fase líquida inicial” (11). El pasaje de monómero a polímero implica un reordenamiento espacial de las moléculas que constituyen esa matriz de resina. Es un fenómeno anexo a la polimerización. Por lo tanto, cualquier material que endurezca por esa vía presentará algún grado de variación dimensional.

La reducción volumétrica de estos materiales es de aproximadamente del 2 al 7 % de su volumen total. Esta cifra, que parece pequeña puede generar una brecha marginal lo suficientemente importante para hacer peligrar la integridad de la restauración y del esmalte (27).

Las moléculas de la matriz de una resina compuesta se encuentran, antes de polimerizar alejadas unas de otras por una distancia promedio de 4nm. Al polimerizar y establecer uniones covalentes entre si, esa distancia se ha reducido a 1.5nm que corresponde a la distancia de la unión covalente. La suma de “acercamientos espaciales” de los monómeros, es la que provocará la reducción volumétrica total del material.

La contracción de las resinas compuestas al polimerizar dependerá del tamaño y de la cantidad de partícula monomérica, del modulo de elasticidad de la resina compuesta, de la deformación durante su endurecimiento, de la calidad de la junta adhesiva lograda con los tejidos dentarios y del sistema y método de fotoactivación. Mientras más grande sea la molécula monomérica, menor será la contracción. Por otra parte, al haber una mayor cantidad de monómero el volumen de relleno inorgánico será menor, aumentando con ello la contracción final del polímero. A su vez, aumentando el relleno inorgánico, menor será el volumen de monómero presente en la resina con lo que disminuye la contracción.

La contracción del material al endurecer, se puede traducir clínicamente en problemas a nivel del sellado marginal de la resina compuesta, lo que podría llevar a la microfiltración marginal. En cavidades pequeñas la contracción del material no produce tantos problemas, pero en el caso de grandes reconstrucciones coronarias con resinas compuestas, la fuerza de cohesión del material puede llegar a superar la fuerza de su adhesión a las estructuras dentarias, generando una brecha marginal, lo que se traduce en un fracaso clínico.

Las resinas compuestas de uso actual, si bien es cierto que han mejorado sus propiedades, no han superado uno de los problemas más sustanciales: su falta de adhesión a las estructuras dentarias.

Para minimizar lo más posible el efecto de la contracción de polimerización se debería lograr una buena adhesión del material a los tejidos dentarios para de esta forma oponerse a la fuerza que tiende a despegarlo de ellos. Se entiende por adhesión el fenómeno mediante el cual dos superficies de distinta naturaleza se mantienen unidas entre si mediante fuerzas químicas, físicas y una combinación de ambas, sin embargo, algunos consideran que existe adhesión real entre dos superficies si es que entre ellas se forman enlaces químicos estables (29).

Las resinas compuestas no tienen adhesión química a las estructuras dentarias, por lo cual siguen siendo dependientes de la adhesión micromecánica dada por un procedimiento previo de desmineralización o disolución ácida irregular de la superficie dentaria, la que genera microretenciones y un aumento de la energía superficial del esmalte. Esto se genera con la técnica de grabado ácido creada por Bonocuore en el año 1955, la cual en la actualidad utiliza ácido fosfórico al 37% (30).

El grabado ácido puede ser a nivel de esmalte, a nivel dentinario o a ambos, siendo este último un proceso determinante para alcanzar fuerzas de adhesión superiores. Esto está dado por la capacidad de la técnica adhesiva para generar la denominada capa híbrida (31).

La capa híbrida puede considerarse como el resultado de la integración de los componentes resinosos del sistema adhesivo y de los componentes estructurales del tejido dentario.

Al aplicar el ácido sobre la dentina, se produce una desmineralización superficial de ella, de aprox. 10 micrones, dependiendo del tiempo de acción del ácido. Con ello se disuelve también el barro dentinario y queda expuesta la trama colágena de la dentina que será infiltrada por resinas hidrofílicas del sistema de adhesión, estas polimerizan en ese lugar estableciendo un eficaz mecanismo de unión micromecánico resina-dentina. Posteriormente, estas

resinas copolimerizarán con otras hidrofóbicas que a su vez lo harán con las que forman parte de la matriz orgánica de la resina compuesta (11).

Por lo tanto, cuanto mayor fuerza adhesiva desarrollemos con la técnica adhesiva previa a la inserción del material, mejores resultados en ese aspecto obtendremos.

Puede decirse que el valor necesario de adhesión, será aquel que supere a la tensión máxima que pueda generarse sobre la interfase diente restauración.

Se considera que en el fenómeno de contracción de polimerización se desarrollan fuerzas del orden de los 16 a 20 Mpa, por lo tanto, con la técnica adhesiva se debe generar al menos 22 a 25 Mpa de adhesión (31).

Se debe considerar que si la adhesión es alta, las tensiones generadas durante la contracción del material pueden también trasladarse a la estructura dentaria adyacente, generando deformación dentaria (fisuras y/o fracturas).

Por ello es que, además de solo buscar una alta resistencia adhesiva del material a las estructuras dentarias será necesario disipar esas tensiones al nivel de los márgenes.

Las tensiones generadas dentro del material resinoso pueden disiparse de tres formas:

- Generando una deformación del material, la que se manifestará externamente si existieran superficies de escape suficientes (situación más favorable para una restauración exitosa).
- Generando una brecha a nivel de los márgenes, sin embargo esto crearía una vía de acceso para elementos agresivos para el complejo pulpodentinario, con la consecuente sensibilidad postoperatoria y caries secundaria.
- Si la unión diente-restauración es buena, la estructura dentaria puede deformarse generando pequeñas fisuras a nivel del esmalte, sensibilidad postoperatoria y predisponiendo al diente a una fractura (11).

En el caso de las resinas fotoactivadas la contracción de polimerización continúa una vez retirada la luz fotopolimerizadora y alcanza su máximo a la hora, ocurriendo el 75% en los primeros 10 minutos (28).

Para optimizar el sellado marginal, debemos intentar guiar la contracción de polimerización del material mediante la ubicación de la luz de fotoactivación. Sin embargo esto ha sido cuestionado en la actualidad, planteándose que no siempre las resinas compuestas se contraen hacia la

luz de fotocurado (16).

Por otro lado se ha demostrado que una fotoactivación gradual, es decir, iniciando la fotoactivación de la resina compuesta con menor intensidad de luz, seguida por una fotoactivación final con mayor intensidad, se logra una mejoría en la adaptación marginal preservándose las propiedades mecánicas del material (10).

Las lámparas halógenas convencionales emiten luz a su máxima potencia desde el momento en que se encienden. Para lograr una polimerización gradual con dicha lámpara, se puede iniciar la polimerización de la resina compuesta alejando el foco emisor a una distancia de 10 cm. de la restauración, generando de esta manera, una iluminación de baja intensidad. Luego de un corto periodo de tiempo se continúa con la iluminación a toda intensidad. De esta forma se compensa manualmente la intensidad de la luz azul sobre la restauración, disminuyendo la tensión generada por la brusca contracción de polimerización (40).

Por otra parte, algunas lámparas LED, poseen la cualidad de ir incrementando su potencia en forma automática en los primeros 5 segundos de exposición, con lo que el material restaurador lograría una mejor adaptación marginal (6).

F. Mecánica del proceso de polimerización: La resina compuesta empieza siendo un fluido muy viscoso que cambia a un sólido muy rígido. Cualquier tensión que se aplica a un fluido viscoso dará como resultado un flujo que anula la tensión. Es decir que la tensión se adsorbe en ese fluido viscoso (24). En la polimerización de las resinas existe un punto de gelación, es decir un momento donde el flujo viscoso se detiene y el material se vuelve rígido y ya no puede absorber o amortiguar las tensiones.

La contracción total del material puede dividirse en dos etapas:

- Fase pre-gel: La resina compuesta en esta fase todavía fluye, amortigua las tensiones, evitando desadaptaciones marginales. En este estadio se produce la relajación de las tensiones en el material.
- Fase post-gel: Después de la gelación la resina compuesta no fluye y no puede compensar las tensiones generadas; se produce así una acumulación significativa de tensiones en la interfase adhesiva y sobre la estructura dentaria adyacente, pudiendo ocurrir una falla en la adhesión del material a las paredes de la cavidad.

En el caso de las resinas compuestas que polimerizan mediante un sistema de activación químico, la contracción se inicia al comenzar la mezcla del material, como este se encuentra todavía en estado fluido, amortigua ese esfuerzo y al material polimerizado le queda solo una pequeña parte de

stress de contracción para amortiguar. Debido al retraso en generar ese punto de gelación y la prolongación del estado viscoso, el efecto de la contracción final es menor,. Si bien esta es una característica ventajosa respecto a las resinas de fotocurado, los materiales de autocurado tienen una serie de otras desventajas de mayor peso que limitan su uso (25).

En las resinas compuestas fotoactivadas, el punto de gelación se alcanza rápidamente, todos los métodos que retrasen el inicio del punto de gelación producirán resinas compuestas con menores tensiones residuales y por lo tanto menos tensión en la interfase adhesiva con la pieza dentaria.

Con la polimerización, la resina compuesta tratará de contraerse, pero como idealmente la hemos adherido a las paredes cavitarias, no podrá hacerlo libremente y utilizará como lugar de escape de sus tensiones la superficie libre de la restauración que no está adherida al diente. Si esto así se logra, la resina compuesta se contraerá entonces hacia las paredes de la cavidad y no hacia la fuente de luz (24).

Surge entonces un problema: Dado que las cavidades tienen más de una pared, cuando el material contacta simultáneamente mas de una pared dentaria, cada pared tensiona la resina compuesta hacia ella, generando un juego de tensiones donde la pared con más bajo valor de adhesión, sufrirá el despegue de la restauración (11).

Nace entonces un concepto, que es el factor de configuración de las preparaciones dentarias, que comúnmente se denomina factor C, el que procura analizar el riesgo de las diferentes cavidades de sufrir desadaptación marginal por la contracción de polimerización (26).

Se puede definir al factor C como: “la relación entre las superficies de resina compuesta donde habrá adhesión a las paredes dentarias (superficie adherida) y las superficies de resina compuesta libres de adhesión (superficie libre)”.

Este índice aumentará en preparaciones oclusales clase I (con un valor de 5) y disminuye a medida que existan más superficies libres o de escape o disminuyan las superficies de adhesión, como es el caso de preparaciones clase IV o erosiones cervicales.

En relación a lo anterior, a mayor valor de factor C, existen más riesgos de formación de brechas marginales.

Estos conceptos son muy importantes ya que habrán de guiar nuestra forma de encarar la forma de aplicar el material restaurador durante la confección de las restauraciones en las diferentes situaciones.

La liberación de tensiones y el flujo del material durante su activación, está también relacionado con la rigidez de este (módulo de elasticidad), por lo tanto es un factor que debemos considerar.

### **3. Clasificación de las fuentes lumínicas actuales para fotoiniciar la polimerización de las resinas compuestas.**

A. Lámparas halógenas convencionales y de alta densidad de potencia: La base física de estas lámparas se fundamenta en el hecho de que los objetos calentados emiten radiación electromagnética. La lámpara halógena presenta un foco constituido por un filamento de cuarzo-tungsteno extremadamente delgado. Debido a que el filamento actúa como una resistencia, el paso de corriente produce calor. Un filamento calentado hasta 100°C emite energía de calor en forma de radiación infrarroja (longitud de onda larga). Cuando la temperatura es aumentada entre 2000 y 3000 °C, una porción significativa de la radiación es emitida en el espectro de luz visible (longitud de onda corta). El incremento gradual de la temperatura aumenta el rango de la intensidad de la longitud de onda corta de la radiación, incluyendo la longitud de onda en el rango de luz azul. Es por esto que para proveer de la luz azul necesaria para la polimerización de las resinas compuestas, los filamentos de las ampollitas emisoras de luz utilizadas en las lámparas halógenas deben ser calentadas a muy altas temperaturas, razón por la cual traen incorporado en su estructura un ventilador mecánico (22). Estas lámparas emiten un amplio rango de longitud de onda cubriendo una gran parte del espectro, lo cual resulta en la

producción de una luz blanca. Gracias a la presencia de un filtro, sólo se deja pasar al conductor la luz azul visible que oscila entre los 420-500nm (8).

Para la mayoría de los sistemas de resinas compuestas, el fotoiniciador utilizado es la Canforoquinona, la cual posee un peak de excitación a los 468 nm. Por lo tanto, la fotoactivación de la resina compuesta se produce justamente frente a esta longitud de onda. Por ello, toda luz emitida por sobre o debajo de los 468 nm. eventualmente se pierde como calor (10).

**B. Lámparas de plasma (de arco, xenón):** El plasma corresponde a materia gaseosa fuertemente ionizada con igual número de cargas libres positivas y negativas. Las lámparas de plasma poseen 2 electrodos de tungsteno entre los cuales se aplica un alto potencial energético para crear una chispa dentro de un gas. Esto provoca la ionización del gas con lo cual se produce una emisión de radiación de espectro muy amplio, abarcando incluso rangos de la luz ultravioleta e del infrarrojo. Por ésta razón se deben aplicar filtros muy severos para reducir la luz a un espectro que abarque entre los 400 y 500 nm. La intensidad de esta luz puede ser el doble o triple de la luz halógena convencional (39). Cuando éstas lámparas salieron al mercado, los fabricantes plantearon que estas alcanzaban resultados excepcionales en las resinas compuestas, y que la polimerización adecuada de éstos materiales se podía lograr con una exposición lumínica de 1 segundo (9).

Sin embargo, tras diversos estudios se logró determinar que exposiciones de 1 segundo no lograban polimerizar las resinas compuestas. Finalmente, se determinó que esta lámpara lograba polimerizar los sistemas de resinas en 16 segundos. Pese a esto, no todas las resinas compuestas eran sensibles a ella, y aquellas que efectivamente polimerizaban con esta fuente lumínica, presentaban mayor contracción de polimerización que aquellas fotopolimerizadas con lámparas halógenas convencionales (39).

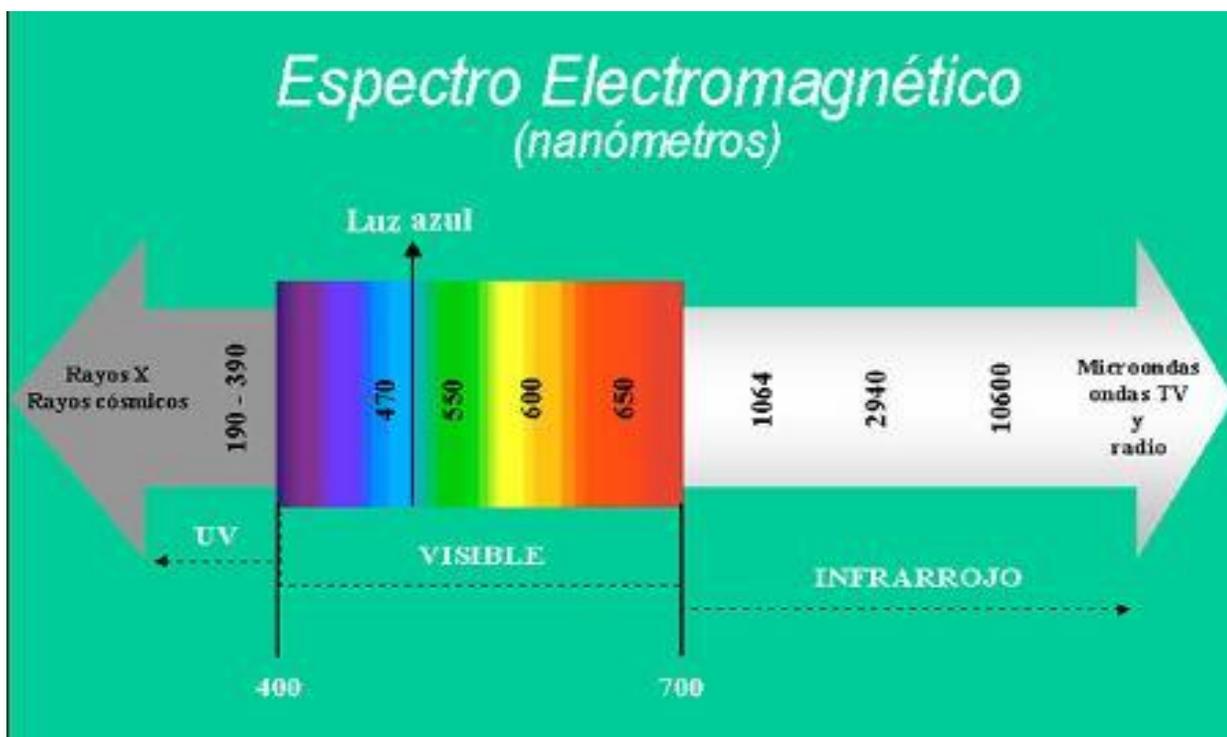
C. Lámparas láser: El término láser significa “Ligth Amplification by Stimulated Emisión of Radiation” (10). Al desarrollarse fuentes lumínicas tipo láser, compatibles con el espectro de luz requerido por los fotoiniciadores de los sistemas de resinas compuestas, la industria dental comenzó a fabricar estas lámparas como medio de polimerización para estos materiales. Como característica principal, se destaca el tipo de fotón producido. Éste permanece siempre en la misma frecuencia y no diverge, lo que permite una gran concentración de energía en un área pequeña (10). Estas lámparas de láser producen luz en el espectro de 488 nm y de muy alta intensidad.

Presentan como ventaja su baja producción de rayos infrarrojos generando menos calor para los tejidos dentarios (10). No obstante al tratarse de un haz luminoso monocromático con espectro de longitud de onda extremadamente estrecho podrá existir un mayor número de

materiales fotoactivables no compatibles con este sistema de fotopolimerización, ya que la canforoquinona se activa a los 468nm, lo que unido a su elevado precio explica el hecho de su escasa difusión para este tipo de aplicaciones clínicas (41).

*D. Lámpara de luz emitidas por diodos (L.E.D.):* Para solucionar algunos de los problemas inherentes a las lámparas halógenas, surgen las lámparas L.E.D, vale decir, “Light Emitting Diode” o luz emitida por diodos. Un diodo es un componente semiconductor, que se caracteriza por permitir un paso fácil de corriente en un sentido y difícil hacia el contrario. Concretamente, el diodo conduce corriente fácilmente desde el ánodo hacia el cátodo pero no al revés. Para éstas lámparas, existe una combinación de dos semiconductores diferentes. Los semiconductores n-dopped y los p-dopped (por sus siglas en ingles n-dopped es carga negativa y p-dopped es carga positiva). Los semiconductores n-dopped poseen un exceso de electrones mientras que los semiconductores p-dopped carecen de electrones y además poseen vacíos en su estructura. Cuando los dos tipos de semiconductores se combinan y se aplica un voltaje, los electrones n-dopped y los vacíos de los elementos p-dopped se conectan. Esto libera energía en forma lumínica, producto de la excitación de estos electrones (22).

Este nuevo sistema de fuente lumínica aparece en el mercado odontológico alrededor del año 1995. Las lámparas tipo L.E.D. emiten una luz azul entre 440-490nm., con un peak de 460nm., permitiendo activar al fotoiniciador y producir la polimerización del material (21).



#### **4. Ventajas de las lámparas tipo L.E.D. sobre las lámparas halógenas convencionales:**

No requieren el uso de ampollitas, a diferencia de las lámparas convencionales, en donde un filamento es calentado causando la excitación de átomos a distintos niveles energéticos, emitiéndose de esta manera una luz de muy amplio espectro. Por esta razón, las lámpara halógenas convencionales deben restringir la luz emitida mediante un filtro para que solo se proyecte aquel espectro correspondiente a la luz azul. Toda la luz que no sea azul, eventualmente se pierde en forma de calor; es por esto que deben tener incorporado en su estructura un ventilador mecánico para evitar su sobrecalentamiento (23). A su vez , las ampollitas utilizadas por las lámparas halógenas poseen una durabilidad restringida de aproximadamente 100 horas y disminuyen su capacidad a medida que son utilizadas (23). Las lámparas L.E.D., en cambio, no requieren el uso de ampollita. Esto constituye una ventaja considerable sobre la lámpara halógena convencional, ya que no hay generación de calor y por lo tanto no requiere de un ventilador incorporado a su estructura.

El diodo que posee la lámpara L.E.D. puede durar aproximadamente 10.000 horas (7).

La lámpara L.E.D. usada en este estudio es inalámbrica y recargable, pudiendo ser utilizada 65 minutos en forma continua sin ser recargada, pero también existen en el mercado lámparas L.E.D. con cable para conectar a la red eléctrica.

La potencia de las lámparas L.E.D. oscila entre los 800-1400 mw/cm<sup>2</sup>, a pesar de que solo se necesitan 300-400 mW/cm<sup>2</sup> para lograr una buena polimerización. Debido a esta alta potencia los fabricantes de lámparas L.E.D. aseguran que, en comparación con una lámpara halógena convencional, las lámparas L.E.D. logran una mayor polimerización de las resinas compuestas con un menor tiempo de exposición lumínica (21). De esta manera, se lograría una gran profundidad de polimerización con propiedades mecánicas óptimas aún cuando las restauraciones sean extensas. En particular a nivel de los cajones proximales y en tiempos menores a los requeridos por la lámparas halógenas convencionales (21).

La lámpara L.E.D. va logrando su potencia máxima gradualmente en los primeros 5 segundos de encendido. De ésta forma, la resina compuesta logra una buena adaptación marginal con lo que disminuye la tensión generada por la contracción de polimerización (10).

La lámpara usada en este estudio es de bajo peso, ergonómica y fácil de limpiar debido a que las puntas por donde se emite la luz son desechables (22).

Viene incorporado además, como parte del soporte, un radiómetro para verificar que la potencia de la lámpara esté en condiciones óptimas.

No obstante todas las ventajas descritas anteriormente para las lámparas tipo L.E.D., se debe prestar atención a ciertas características. Como ya se estableció, la lámpara L.E.D. concentra toda su potencia en la producción de su espectro de luz azul única a 460 nm. (21); en cambio la lámpara halógena convencional produce un espectro de luz bastante más amplio que va desde los 400-500 nm. El fotoiniciador que comúnmente se utiliza en los sistemas de resina compuesta es un tipo de Canforoquinona (10). Ésta tiene un peak de fotoactivación a los 468nm., lo cual es muy cercano al espectro de luz que emite la lámpara L.E.D. Por lo tanto, la probabilidad de que un fotón emitido por una lámpara L.E.D. sea absorbido por las canforoquinonas es considerablemente mayor a que si fuera de una lámpara halógena convencional (10). Esto, eventualmente se traduce en que la lámpara L.E.D. lograría producir una fotoactivación de mayor eficiencia y, por lo tanto, una polimerización más completa y profunda. El problema de las lámparas L.E.D se produce si se utilizan fotoiniciadores distintos a la Canforoquinona en la resina compuesta; en caso de se así, el peak de absorción del fotoiniciador no coincidirá con aquel que emite la lámpara L.E.D. produciendo una polimerización deficiente o

prácticamente nula.

Debido a que las lámparas halógenas convencionales abarcan un gran espectro de luz visible, logran polimerizar aquellas resinas compuestas que no utilizan canforoquinonas como fotoiniciadores además de las que si la utilizan.

Ante el aumento en la demanda de Odontología estética y conservadora, la industria ha incrementado sus esfuerzos en el desarrollo y aplicación de nuevas fuentes de luz cada vez más rápidas y eficaces para la fotoactivación de materiales clínicos y compuestos blanqueadores.

Los Odontólogos, que hasta hace muy pocos años sólo utilizábamos y conocíamos un único tipo de lámparas de polimerización, nos vemos ahora obligados a “navegar” entre múltiples opciones tecnológicas a la hora de elegir una fuente lumínica adecuada.

Es por tanto imprescindible conocer los tipos y características básicas de las diferentes tecnologías de fotoactivación para poder decidir cual se adapta mejor a nuestras necesidades.

## **HIPÓTESIS**

Existen diferencias significativas en el grado de sellado marginal de restauraciones de resinas compuestas fotoactivadas con una lámparas convencional y con una lámpara L.E.D.

## **OBJETIVO GENERAL**

Determinar si existen diferencias significativas en el grado de sellado marginal de restauraciones de resinas compuestas fotoactivadas con una lámpara convencional y con una lámpara L.E.D.

## **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Evaluar el sellado marginal obtenido en restauraciones de resina compuesta polimerizadas con una lámpara convencional.
- Evaluar el sellado marginal obtenido en restauraciones de resina compuesta polimerizadas con una lámpara L.E.D..
- Analizar comparativamente los resultados obtenidos.

## **MATERIALES Y MÉTODOS**

### ***Preparación de la muestra***

El proceso de experimentación de esta investigación se realizó en el laboratorio de investigación del Área de Biomateriales Odontológicos del Departamento de Odontología Restauradora, de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile.

Se usaron 20 piezas dentarias posteriores, molares sanos recientemente extraídos, los cuales pasaron por un proceso de limpieza (retiro de tejidos periodontales y limpieza con escobilla y piedra pómez) y fueron mantenidos en una solución de suero fisiológico con formalina a 1% desde el momento de la exodoncia hasta el momento de iniciar la experimentación. Se procedió a realizar 2 cavidades operatorias en sus caras vestibular y lingual o palatina, con dimensiones estandarizadas (3 mm de profundidad, 5mm de ancho y 3mm de alto), ubicadas a 2 mm del límite amelocementario. Las cavidades fueron realizadas usando turbina refrigerada y piedras de diamante cilíndricas de extremo redondeado (ISO nº14), cambiando la fresa cada 4 cavidades realizadas. Este procedimiento fue realizado por un solo operador entrenado y calibrado. Terminadas todas las cavidades, las 20 piezas dentarias fueron mantenidas en suero fisiológico hasta el momento de la obturación (11).

### **Material de obturación**

Se usó resina compuesta *Filteck Z250* (3M/ESPE, LOT: E10669) como material de obturación directo en ambas cavidades. Es un material de alta densidad, fotopolimerizable, radiopaco, con indicación para restauración de molares y premolares. Como sistema adhesivo se utilizó *Single Bond* (3M/ESPE, LOT:EO7115).

### **Sistemas de activación**

Se usó en este estudio una lámpara L.E.D. marca RADII, SDI, N° de serie 1-11169, Australia; y una lámpara halógena convencional marca 3M, modelo XL3000, N° de serie 117425, EE.UU.



### ***Técnica de obturación***

Una vez realizadas las cavidades, se procedió a obturarlas con técnica incremental siguiendo estrictamente las etapas establecidas y sus respectivos tiempos de trabajo, fotoactivando el adhesivo y la resina compuesta con la lámpara tipo L.E.D. en las cavidades vestibulares y con lámpara convencional en las palatinas o linguales.

### ***Protocolo de obturación con resina compuesta Z250***

- Secado preliminar de la pieza dentaria.
- Grabado ácido: Se utilizó ácido ortofosfórico 37% el cual fue aplicado con una jeringa, primero solo en esmalte, en los márgenes de la cavidad por 20 seg. Y luego sobre la totalidad de la cavidad por 10 seg. adicionales, de este modo se obtuvo una desmineralización diferencial de esmalte y dentina, ya que, se grabó 30 seg. en esmalte y 10 seg. en dentina.
- Lavado y secado: Se lavaron las cavidades con un chorro de agua por 30 seg. Y se procedió a secar la dentina con papel absorbente y el esmalte con un chorro de aire, evitando desecar la dentina.
- Se aplicó el adhesivo en 2 capas consecutivas, la primera frotando la superficie cavitaria con un aplicador microbrush por 15 seg., para luego soplar suavemente con un chorro de aire. La segunda capa se aplicó sin

frotar y se fotopolimerizó por 20 segundos.

- Control de sellado: Se procedió a revisar con la sonda de caries que el adhesivo cubriera todas las paredes dejando una superficie completamente lisa y brillante, si esto no se hubiera logrado, se agregó una nueva capa de adhesivo para conseguir resultados óptimos de sellado dentinario.
- Se aplicó el material restaurador en 3 capas en ambas cavidades operatorias, fotopolimerizando 20 seg. cada incremento inicial y por 40 seg. el incremento final.

### ***Infiltración y termo ciclado***

Una vez realizadas las restauraciones, se dejaron en una estufa a 37° Celsius con un 100% de humedad relativa, durante 48 horas. Luego se procedió a sellar todas las superficies de la pieza dentaria con cianocrilato excepto un margen de 2mm alrededor de la restauración, después se cubrieron completamente las piezas dentarias con esmalte de uñas y resina acrílica dejando solo las restauraciones a la vista con un margen de tejido dentario circundante de 2mm.

El proceso siguiente correspondió al termociclaje, en el cual se utilizó una solución acuosa de azul de metileno al 1% como indicador de microfiltración.

El régimen de termociclaje fué de 60 ciclos entre 3° y 60°C manteniendo las muestras 30 segundos en cada baño térmico y llevando a temperatura ambiente (+/- 23°C) durante 15 segundos entre un baño y otro.

Una vez terminado el termociclaje las muestras fueron lavadas y secadas para posteriormente ser cortadas perpendicularmente al eje mayor del diente pasando por el centro de ambas restauraciones, con el fin de analizar la interfase diente restauración y el nivel de infiltración del colorante (11).

## **RESULTADOS**

El análisis de las muestras se realizó bajo microscopio estereoscópico con aumento lupa (10X), expresando los resultados de penetración del colorante en porcentaje, que irá de 0 a 100% de acuerdo a la profundidad que penetró el marcador de infiltración (azul de metileno), donde 0% corresponde a nula penetración del colorante entre la pared cavitaria y la restauración y 100% corresponde a una infiltración total de la pared lateral hasta comprometer la pared pulpar. Los resultados obtenidos fueron ordenados en la tabla I.

Tabla I: Resultados de infiltración marginal expresados en %

	Fotopolimerización con LED	Fotopolimerización con lámpara convencional
muestra	Porcentaje	Porcentaje
1	5.71	5.71
2	4.42	7.5
3	0	37.5
4	4.39	11.11
5	0	10
6	4.45	7.5
7	4.44	5.45
8	0	6.6
9	4.40	37.5
10	5.7	2.22
11	0	12.34
12	5	2.22
13	3.94	12
14	2.22	4.65
15	8	12.4
16	2.5	11.9
17	2.22	5
18	8.88	30
19	4.44	12.3
20	10	4.44

Como se muestra en la tabla I, el 100% de las restauraciones fotopolimerizadas con la lámpara convencional tenía por lo menos una pared infiltrada con el colorante marcador y los porcentajes de infiltración fueron de 2.22% hasta un 37,35%, mientras que las restauraciones fotopolimerizadas con la lámpara L.E.D., el 20% de la muestra presentó 0% de infiltración marginal del marcador y las muestras que si presentaron infiltración, los valores fluctuaron entre 2.22% y 10%.

## **ANALISIS DE LOS RESULTADOS**

Tabla II: Análisis estadístico de la muestra.

Función estadística	Fotopolimerización	
	LED	Convencional
Promedio	4.04	10,14
Desviación St	2.87	9.09
Valor T	-2.864	
Valor P	0.007	

Al ser los resultados tabulados y analizados estadísticamente usando el T test, encontramos un valor indicativo de P de 0,007 que al ser inferior a 0.05 nos señala que existen diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos experimentales.

## **DISCUSIÓN**

La capacidad de una restauración de dar un cierre hermético de la interfase con la pieza dentaria es un requisito importante, fundamentalmente por la infiltración marginal y su potencial daño a los tejidos y la formación de caries secundarias. Esto es un elemento gravitante al momento de la elección del material restaurador (11).

La magnitud de la interfase entre el diente y la restauración va a depender tanto de las características propias del material (propiedades físico-químicas) como de factores inherentes a la técnica utilizada por el operador y la calidad de los tejidos sobre los cuales se está trabajando. Es por eso que al interpretar los resultados debemos tener en cuenta que en ellos influye tanto las condiciones experimentales como la técnica utilizada.

Así, al analizar los resultados podemos decir que si bien en ambos casos los porcentajes de infiltración fueron bajos, las restauraciones fotopolimerizadas con la lámpara L.E.D. tuvieron una infiltración de colorante en la interfase diente restauración menor, comparado con las restauraciones fotopolimerizadas con la lámpara convencional, en los valores promedios obtenidos de cada grupo, a diferencia de lo que se podría esperar, supuestamente por la fotoactivación muy brusca debido a su alta potencia, lo que generaría tensiones a nivel del sellado marginal.

Lo que, como los resultados de este estudio lo demuestran, en el presente estudio no se dio. Esto lo podemos atribuir a que la mayor potencia que presentan las lámparas L.E.D. nos permite obtener una polimerización mas completa del material, haciéndolo mas estable, disminuyendo así las variaciones dimensionales frente a los cambios térmicos, lo que, a su vez, disminuye las tensiones a nivel de la capa híbrida, traduciéndose en menores valores de infiltración a nivel del sellado marginal de la restauración.

Aunque algunos estudios han señalado que la microfiltración es mayor usando lámparas L.E.D. que lámparas halógenas e incluso que una lámpara de plasma (33), las microfiltraciones descritas en base a la contracción sufrida por los composites en su proceso de polimerización mediante el uso de emisores de alta intensidad pueden ser obviadas mediante el uso de técnicas incrementales, actualmente establecidas en la práctica habitual (34).

Hasta la fecha se han realizado investigaciones independientes que analizan las propiedades mecánicas de las resinas compuestas, como la dureza del material, tensión flexural y módulo de elasticidad, además de la profundidad de polimerización, grado de conversión de los monómeros y filtración marginal (35) usando la tecnología L.E.D. y han demostrado una aparente garantía y seguridad para poder utilizarla en la práctica clínica (36).

Si bien es cierto que los resultados de esta investigación muestran que las restauraciones fotopolimerizadas con lámpara L.E.D. presentan una ventaja en términos de infiltración marginal respecto a las fotopolimerizadas con lámpara convencional, no podemos decir que estos resultados sean concluyentes ya que sólo se evaluó la infiltración del colorante en las paredes mesial y distal de cada cavidad, siendo lo ideal medir en todas las superficies de adhesión (38).

## **CONCLUSIONES**

Bajo las condiciones experimentales de esta investigación y de acuerdo a los resultados obtenidos podemos concluir que:

- Se comprueba la hipótesis de trabajo debido a que existieron diferencias significativas en el grado de sellado marginal en restauraciones de resinas compuestas fotoactivadas con una lámpara convencional y con una lámpara L.E.D.
- Este resultado fue favorable para las restauraciones fotopolimerizadas con lámpara L.E.D., las cuales presentaron niveles de infiltración marginal con un promedio de 4.04%, lo que estaría dado por la mayor potencia que presentan las lámparas L.E.D. lo que permitiría obtener una polimerización más completa del material, haciéndolo mas estable y disminuyendo así las variaciones dimensionales frente a los cambios térmicos, lo que, a su vez, disminuye las tensiones a nivel de la capa híbrida, traduciéndose en menores valores de infiltración a nivel del sellado marginal de la restauración.

- Las restauraciones fotopolimerizadas con lámpara convencional presentaron niveles de infiltración marginal con un promedio de 10,14%, lo que estaría dado por la menor potencia que presentan las lámparas convencionales, con lo que se obtendría una menor polimerización del material, haciéndolo menos estable y aumentando así las variaciones dimensionales frente a los cambios térmicos, lo que, a su vez, aumenta las tensiones a nivel de la capa híbrida, traduciéndose en mayores valores de infiltración a nivel del sellado marginal de la restauración.
- Los niveles de infiltración marginal obtenidos en ambos grupos experimentales fueron bajos, lo que estaría dado por las propiedades de los materiales restauradores que se utilizaron: Resina compuesta Filteck Z250 y adhesivo Single Bond (ambos de la 3M).

## **SUGERENCIAS**

- Se requieren nuevos estudios, siguiendo esta línea de investigación, para corroborar los resultados obtenidos y tener evidencia suficiente para aceptar las ventajas de este sistema de activación por sobre los otros sistemas de activación usados en la actualidad.
- Realizar estudios *In Vitro* de otras propiedades como fuerza de adhesión a dentina y esmalte, coeficiente de expansión térmica, y contracción de polimerización, entre otros, de resinas compuestas activadas tanto con lámparas L.E.D. como con lámparas convencionales.
- Realizar estudios del comportamiento de las restauraciones de resinas compuestas activadas con lámpara L.E.D. *In Vivo* y compararlos con los obtenidos *In Vitro*.
- Evaluar y comparar el comportamiento a largo plazo de las restauraciones de resinas compuestas fotoactivadas con lámparas tipo L.E.D. respecto de las resinas compuestas fotoactivadas con lámparas convencionales.

## **RESUMEN**

**Propósito:** Este estudio pretendió evaluar In Vitro si existen diferencias significativas en el grado de infiltración marginal de restauraciones fotopolimerizadas con lámpara convencional y restauraciones fotopolimerizadas con lámpara L.E.D..

**Materiales y método:** Se utilizaron 20 piezas dentarias posteriores, molares sanos recientemente extraídos, en cada uno de los cuales se realizaron 2 cavidades clase V, en la superficie vestibular y la superficie palatina de dimensiones estandarizadas. Ambas cavidades fueron obturadas con resina compuesta Filteck Z250 y adhesivo Single Bond, ambos de la 3M. En el caso de las vestibulares se fotopolimerizó usando lámpara tipo L.E.D., y en las palatinas o linguales se fotopolimerizó usando lámpara convencional. Una vez restaurados, los molares se mantuvieron por 48 horas a 37°C y 100% de humedad.

Las muestras fueron sometidas a un régimen de termociclaje en una solución de azul de metileno al 1% para posteriormente evaluar el grado de infiltración del colorante, realizando un corte perpendicular a la pieza dentaria y evaluando bajo microscopio estereoscópico el porcentaje de infiltración marginal.

**Resultados:** El promedio de porcentajes de infiltración marginal de las restauraciones de resina compuesta fotopolimerizadas con lámpara L.E.D. (4.04%) fue menor que el porcentaje de infiltración marginal de las restauraciones fotopolimerizadas con lámpara convencional (10,14%), existiendo diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos.

**Conclusiones:** Existen diferencias significativas en los niveles de infiltración marginal al comparar restauraciones de resinas compuestas fotopolimerizadas con lámparas convencionales y lámparas tipo L.E.D.

## **REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

1. Anderson et al (1991). "Treating dental caries as an infectious disease" Operative dentistry 16:21-28.
2. Urzúa Stanke (1999). "Nuevas estrategias en cariólogía". Capítulo 1. Facultad de Odontología. Universidad de Chile.
3. Bader (1997) "Biomateriales dentales". Tomo 1. 1ra edición. Facultad de Odontología. Universidad de Chile.
4. Craig (1998). "Materiales dentales restauradores". Capítulo 4. 7ma edición.
5. Delgado P. (2002) "Análisis comparativo *in Vitro* de la microfiltración de cuatro resinas compuestas". Trabajo de investigación, requisito para optar al título de cirujano dentista. Facultad de Odontología. Universidad de Chile.
6. Roulet JF (1997). "Longevity of glass ceramic and amalgam result up to 6 years". Clinic oral invest1. (1)40-46.
7. Muñoz R. (2004) "Estudio comparativo de la profundidad de polimerización de resinas compuestas fotopolimerizadas con lámpara L.E.D. y lámpara convencional" Trabajo de investigación, requisito para optar al título de cirujano dentista. Facultad de Odontología. Universidad de Chile.

8. Labarca, P. A., Baez, H. D. (1992) "Análisis del grado y profundidad de polimerización, a través de la resistencia al desgaste en resinas compuestas fotoactivadas". Trabajo de investigación, requisito para optar al título de cirujano dentista. Facultad de Odontología. Universidad de Chile. Pp3-23.
9. Bader, M., "Profesor del área de Odontología Restauradora, Asignatura de Biomateriales Odontológicos, Facultad de Odontología. Universidad de Chile" 2005. Comunicación personal.
10. Villaroel, M., "Fotopolimerización de resinas compuestas y conceptos afines", 2003. <http://www.materialesdentales.cl/artcient/art01-sep03>.
11. Rojas, A., (2003). "Análisis comparativo *in Vitro* de la microfiltración marginal en restauraciones directas de Resina Compuesta v/s Ormocer". Trabajo de investigación, requisito para optar al título de cirujano dentista. Facultad de Odontología. Universidad de Chile. Santiago. Pp36-40.
12. Ehrmantraut, M., Bader, M., "Unidad de resinas compuestas" .2002. Texto de la Asignatura de Biomateriales Odontológicos, Facultad de Odontología, Universidad de Chile.
13. Sturdevant, C.M., Roberson, T., Heymann, H., Sturdevant, J. "Operatoria dental" , (1996). Capítulo 6. Pp:253-265

14. Peutfeld et al (1997). "Resin composite in dentistry: the monomers system"  
Euro J Oral Sci , Vol 105:97-116.
15. Craig (1998). "Materiales dentales restauradores" Séptima edición.  
Editorial Mundi S.A.I.C. y F. Cap10: pp237-266. Cap3: pp:41-65.
16. Philips, R., "La ciencia de los materiales dentales". Octava edición.  
Interamericana. 1987. pp226-260. Cap14.
17. Anusavice, K. J., "Ciencia de los materiales dentales" Décima edición. Mc  
Graw-Hill, Interamericana, 1998.pp:283-331. Cap12.
18. Torrejón. P., "Análisis de la brecha marginal generada en restauraciones  
de resina compuesta con dos patrones de fotopolimerización distintos".  
Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano dentista.  
Universidad de Chile. Santiago 2003. pp:19-21.
19. Urzúa I. col (1996) "Tratamiento de las caries como enfermedad  
infectocontagiosa: estudio preliminar" Revista dental de Chile: vol (84) 3.  
25-30. nov 12
20. RADII. Información técnica de la lámpara de fotoactivación LED,SDI,  
Australia 2004.
21. 3M ESPE. "Elipar™ Free Light 2. Lámparas de fotopolimerización L.E.D"  
Perfil técnico del producto. 2004.

22. YOON, T.-et al., "Degree of polymerization of resin composites by different light sources".2002 Dec; 29 (12): 1165-73
23. Davison (1997). "Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage in polymer based restoratives". Journal of Dentistry. Vol.25, No.6, pp. 45-440.
24. Yap, A et al (2000). "P shrinkage of visible light cured composites". Operative dentistry. 25, 98-103.
25. A Kinomoto and col. (2003). "Polymerization contraction stresses of resin based composite restorations within bevelled cavity preparations of class I restorations "American Journal of dentistry. vol 16 n°1 April.
26. Ferracane JL (2001): "New polymer resins for dental restoratives". Operative dentistry supplement 6, 4. 191-197.
27. Dietschi D, Krejci I (2001) "adhesives restorations in posterior teeth: Rationale for the application of direct Techniques" Operative Dentistry Supplement 6, 4: 191-197.
28. Philips, R., "La ciencia de los materiales dentales". Décima edición. Interamericana. 1987. pp10-12. Cap 2
29. Buonocore (1995) "A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling material to enamel surfaces" J. Dental Research 34:849-53.
30. Raskin (1998). "Dental composites always shrinks toward the light".

Journal dental research 77(6) 1435-1445.

31. Lutz (1991): "Quality and durability of marginal adaptation in border composite restorations" Dental materials 7: 107-113.
32. Saravia M. "L.E.D.: luz emitida por diodos para fotopolimerizacion de resinas compuestas usadas en odontología restauradora" 2004.  
<http://www.odontología-online.com/casos/part/MAS/MAS02/mas02.html>
33. Hoffmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. Eur J Oral Sci. 2002 Dec;110(6):471-9.
34. Giner L., Ribera M., Cucurella S, Ferrá J. "Lámparas de emisión de diodos (L.E.D.): El futuro de la fotopolimerización ". Área de Biomateriales y Prótesis. Universitat Internacional de Catalunya.  
<http://www.odontología-online.com/casos/part/MAS/MAS02/mas02.html>
35. Harada, K.M.; Caputo, A.A. and Mito, R. Effect of light emitting diode curing on composite resin microleakage. J. Dent. Res. 81 (Sp. Iss A) Abs:485, 2002.
36. Saravia M., "Una nueva propuesta e innovadora propuesta tecnológica para la fotopolimerización de materiales dentales: Luz emitida por diodos (L.E.D.)". 2004.  
<http://www.odontología-online.com/casos/part/MAS/MAS02/mas02.html>

37. Barkemier W. "Laboratory evaluation of adhesive systems". *Operatory Dentistry*, 5:50-61, 1992.
38. Raskin et al. "Influence of the number of section on reability of vitromicroleakage evaluations". *American J. Of Dentistry*, vol 16, cap3. 2003.
39. Rueggeberg, F. A., "From vulcanite to vinil, ahistory of resins in restoratedentistry". *J. Prosth Dent.* 87(4):364-79. Apr 2002.
40. Felizer A. J., Dooren L. H., de Gee A. J., Davison C. L. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration cavity interface. *Eur J Oral Sci* 1995; 5: 322-326.
41. Gumbau, C., "Fuentes lumínicas para la fotoactivación en odontología" 2004.  
<http://www.blanquemientodental.com/fuentes%20lumínicas.html>