

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

***ANÁLISIS COMPARATIVO IN VITRO DE LA TENSIÓN  
DIAMETRAL EN RESTAURACIONES REALIZADAS CON  
RESINAS COMPUESTAS FOTOPOLIMERIZADAS CON  
LÁMPARAS HALÓGENAS Y LÁMPARAS L.E.D***

**MARCELO VILLEGAS SEPÚLVEDA**

**TRABAJAJO DE INVESTIGACIÓN  
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO  
DE CIRUJANO DENTISTA.**

**TUTOR PRINCIPAL  
PROF. DR. MARCELO BADER MATTAR  
TUTOR ASOCIADO  
PROF. DR. MANUEL EHRMANTRAUT**

**SANTIAGO-CHILE  
2005**

## INTRODUCCIÓN

En la actualidad las Resinas Compuestas constituyen uno de los materiales dentales de mayor uso y desarrollo en el ámbito odontológico a nivel mundial. Esto está directamente relacionado con sus cualidades estéticas y su a facilidad de manipulación directa sobre las preparaciones cavitarias<sup>(1)</sup>. Las Resinas Compuestas poseen la cualidad de adherirse a los tejidos dentarios mediante un adhesivo, lo cual nos permite realizar preparaciones cavitarias mas conservadoras sin la necesidad de recurrir al uso de elementos retentivos. Esto se traduce en una menor perdida de tejido sano, ya que la preparación se limita solamente al tejido sano<sup>(2)</sup>.

Las Resinas Compuestas de obturación directa son llevadas y manipuladas en estado plástico a las preparaciones cavitarias, para posteriormente sufrir un proceso de foto polimerización mediante una fuente lumínica.

El proceso de foto polimerización en Resinas Compuestas se introdujo en el Área Odontológica hace ya mas de 33 años<sup>(3)</sup>. Esto permitió un gran salto en el quehacer odontológico, ya que por un lado facilitó el accionar del profesional odontólogo, como también el resultado final que obtendrá el paciente, al mejorar considerablemente el resultado de la polimerización de las resinas compuestas con relación a sus predecesoras, que tenían un sistema de auto curado.

Las primeras unidades de energía radiante para la polimerización de las resinas compuestas, fueron con luz ultravioleta en la década de los setenta y fueron sacadas del mercado por presentar problemas de biocompatibilidad, riesgo de dermatosis o lesión ocular, escasa capacidad de penetración y lentitud de polimerización. Al respecto cabe destacar el reporte del consejo de Materiales Dentales de la Asociación Dental Americana publicado en su revista oficial J.A.D.A Vol.92, Abril 1976<sup>(4)</sup>, en el cual se destacan una serie potenciales daños y lesiones tanto en el paciente como en el personal operador expuestos al trabajo con estas unidades de luz ultravioleta, destacándose efectos sobre células y virus comúnmente presentes en la cavidad oral, gatillando su potencial oncogénico, debiendo por ello minimizar la exposición de los tejidos a dichas radiaciones, así como también dentro de la ficha clínica deben quedar claramente establecidas condiciones sistémicas que presenten hipersensibilidad a las radiaciones ultravioleta como por ejemplo, Lupus Eritematoso, Xeroderma Pigmentosa y Porfiria Eritropoyetica, además del uso de cualquier tipo de medicamento que también posea hipersensibilidad a dichas radiaciones como Dimethylchlortetracycline ((Declomycin), que genera en los pacientes severas reacciones cutáneas cuando son expuestos a radiaciones ultravioleta o la luz de sol y por ultimo en el caso del dentista, asistente y paciente se recomienda el uso de lentes especiales mientras estén expuestos a estas unidades de fotopolimerización, por todo lo anteriormente expuesto estas unidades luz

ultravioleta posteriormente fueron discontinuadas y reemplazadas por una serie de otras fuentes lumínicas que podemos clasificar en:

1. Lámparas Halógenas: las que se pueden clasificar en convencionales (hasta  $400\text{-}500\text{ mW/cm}^2$  y de alta intensidad o potencia (sobre  $500\text{ mW/cm}^2$ ).
2. Lámparas de arco de plasma
3. Lámparas láser.
4. Lámparas de luz emitida por diodos (L.E.D).

Desde mediados de los ochenta y hasta nuestros días, las lámparas halógenas son las unidades de mayor utilización a nivel clínico para realizar el proceso de foto polimerización de las Resinas Compuestas. Esta lámpara presenta un foco constituido por un filamento de cuarzo – tungsteno, el cual emite un haz de luz blanca que gracias a la presencia de un filtro sólo permite dejar pasar al conductor un haz de luz azul, el cual activará al foto iniciador para permitir la polimerización del material. <sup>(5,6)</sup>.

El uso de lámparas en base a láser y de arco de plasma está muy cuestionado en la actualidad por sus efectos deletéreos en las propiedades finales de las Resinas Compuestas y por la dificultad para polimerizarlas.

En el año 1995 aparecen en el mercado las lámparas de fotocurado tipo L.E.D. Que se caracterizan porque en esta tecnología las lámparas poseen diodos simétricamente ordenados que emiten un haz de luz con una longitud de onda 440-490 nm, con un peak en los 460 nm<sup>(8)</sup>, lo que les permite activar al fotoiniciador y producir la polimerización del material<sup>(7)</sup>.

La canforquinona es el fotoiniciador mayormente utilizado por los fabricantes de materiales dentales. Este foto iniciador se caracteriza por absorber energía en un espectro de longitud de onda que va entre 440-490 nm, con un peak ideal de 468 nm. Esta longitud de onda coincide con el espectro en el cual trabajan las unidades tipo L.E.D lo que le permitiría a estas lámparas tener mayor eficacia en la activación de este fotoiniciador<sup>(9)</sup>.

Pero existen fabricantes que no utilizan carforquinona como agente fotoiniciador en sus Resinas Compuestas y podría ser entonces que el fotoiniciador fuera sensible a un rango de longitud de onda distinto al trabajan las lámparas L.E.D, impidiendo su adecuada polimerización<sup>(10)</sup>.

De ahí que existan dudas en cuanto las propiedades físicas y mecánicas de las resinas compuestas al ser polimerizadas con estas lámparas tipo L.E.D en comparación a si son polimerizadas con lámparas halógenas convencionales. Ya que estas últimas unidades poseen conocida efectividad en el proceso de polimerización, aún cuando la Resina Compuestas utilizada contengan un agente fotoiniciador distinto a los habituales.

Por lo anteriormente expuesto, a través del presente estudio se pretende evaluar in Vitro si existen o no diferencias en la resistencia a la tensión diametral de restauraciones realizadas con Resinas Compuestas fotopolimerizadas con lámparas halógenas y lámparas L.E.D.

## **MARCO TEÓRICO**

Desde hace años que la Odontología ha buscado desarrollar diversos tipos de materiales dentales que puedan responder tanto a las demandas estéticas de los pacientes como a los requisitos funcionales que deberían asumir en la cavidad bucal. Las características ideales deseadas para estos materiales son: armonía óptica, durabilidad, resistencia mecánica ante las fuerzas masticatorias, adhesión química a las estructuras dentarias, compatibilidad biológica y, por último, que se pueda manipular y moldear en forma directa sobre las preparaciones cavitarias. <sup>(11,12)</sup>

De todos los materiales dentales restauradores, tanto los metales como las cerámicas no han podido lograr la totalidad de estos objetivos. En el caso de los metales, éstos no cumplen con los requisitos estéticos deseados por los pacientes, ni tampoco consiguen adhesión química a las estructuras dentarias. Sin embargo, cumplen de manera satisfactoria con el resto de los objetivos pretendidos. Por otra parte, las cerámicas no pueden ser moldeadas en forma directa sobre las preparaciones cavitarias, ni tampoco logran adhesión química a ellas, pero sí logran resultados estéticos satisfactorios. Los materiales en base a polímeros son los mejores candidatos para lograr un mayor cumplimiento de las características deseadas. <sup>(11)</sup>

Los primeros materiales restauradores estéticos utilizados se basaron en los cementos de silicato. Estos cementos se obtenían haciendo reaccionar ácido fosfórico con partículas de vidrio.<sup>(13)</sup> A pesar de ofrecer una alta estética, presentaban algunos defectos como la alta solubilidad en el medio bucal y un alto grado de irritación pulpar.<sup>(5)</sup>

Estos problemas condujeron al desarrollo de los sistemas acrílicos sin relleno (un copolímero basado en el polimetacrilato de metilo), sin embargo, éstos 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. Las resinas acrílicas presentaban además una baja resistencia mecánica, inestabilidad de color y una gran generación de calor al polimerizar.<sup>(13,14)</sup>

En el año 1962, el Dr. Rafael L. Bowen introduce, en reemplazo del metacrilato de metilo, un monómero de alto peso molecular dimetacrilato llamado BIS-GMA.<sup>(11,13)</sup> Debido a su mayor peso molecular, la contracción que se generaba al polimerizar era menor. 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, creando de esta forma, un nuevo complejo de resina que presentaba tres fases:



- Una primera fase continua o fase matricial,
- Una segunda fase dispersa o de partículas de relleno, y
- Un agente de unión entre ellas, de vinil silano. <sup>(3,9,11)</sup>

De aquí nace esta nueva generación de materiales en base a resinas compuestas o “composites”, es decir, un sistema de material formado por una mezcla de dos o más macroconstituyentes. <sup>(15)</sup>

La fase continua o matriz estaba constituida originalmente por un monómero de dimetacrilato aromático, también denominado BIS-GMA. Éste es sintetizado por la reacción entre un bisfenol A y un metacrilato glicídico. En la actualidad puede ser reemplazado por el dimetacrilato de uretano, el cual posee un índice de refracción de la luz más parecido al diente que el BIS-GMA. <sup>(13, 15,16)</sup>

La fase dispersa o de partículas de relleno puede estar 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 aumentaba la resistencia mecánica del material. <sup>(13,15)</sup>

El agente de unión o fase intermedia es un agente de enlace con grupos bifuncionales que reacciona con la fase inorgánica y la matriz, originando una unión química entre ellas. Esta adhesión entre ambas fases es esencial para que el material tenga resistencia y durabilidad. Estos agentes también pueden actuar como disipadores de tensión en la interfase relleno-resina. <sup>(5,13-15)</sup>

Los agentes de vinil silano fueron los primeros en ser utilizados como agentes de unión entre la matriz y la fase dispersa. Posteriormente se comenzaron a usar otros como el gamma metacriloxipropilvinilsilano, que permitía una unión más estable y resistente. <sup>(13,15)</sup>

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

- Monómeros que disminuyen la viscosidad, como 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. <sup>(13)</sup>

Por lo tanto, con el desarrollo de este material trifásico, se consiguió aumentar la resistencia mecánica, y reducir la contracción de polimerización y el coeficiente de variación dimensional térmica de manera considerable. <sup>(15)</sup>

Las resinas compuestas se presentaron inicialmente en forma de un polvo y un líquido. El polvo era principalmente el 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, el relleno inerte silanizado y además, una de ellas tenía 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. <sup>(15)</sup>

Pese a haber solucionado una parte importante de los problemas planteados en relación a los requisitos deseados para un material restaurador estético, 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).

Estas últimas resinas compuestas, de activación física, presentaron una serie de ventajas en comparación con las de activación química o de autocurado. Podemos mencionar entre ellas, una mayor estabilidad del color, un mayor tiempo de trabajo útil, una mayor resistencia mecánica y un mejor resultado estético.<sup>(15)</sup>

Hoy en día las resinas compuestas se nos presentan como una pasta única, envasada en una jeringa opaca, dispuesta para ser fotoactivada por la fuente lumínica correspondiente. 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. La gran ventaja de este sistema de presentación es que el operador es quien controla el tiempo de trabajo, modificándolo a su voluntad dependiendo de la situación clínica.<sup>(17)</sup>

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

Las resinas compuestas se pueden clasificar desde distintos puntos de vista, dentro de los cuales, aquí se mencionarán dos:

### **1.1 Clasificación según su sistema de activación:**

- A. Resinas compuestas de autocurado
- B. Resinas compuestas de fotocurado
- C. Resinas compuestas de activación dual
- D. Resinas compuestas termoactivadas

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

## 1.2 Clasificación de las resinas compuestas según el tipo de relleno:

A. Resinas compuestas de macrorelleno: También denominadas 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, estos tipos de resinas compuestas presentaban una serie de problemas, tales como:

- Porosidad superficial, lo que se producía al quedar aire atrapado dentro de la resina compuesta durante su manipulación;
- Dificultad de lograr una superficie pulida adecuada. Esto se debía fundamentalmente al distinto ritmo de desgaste de las partículas de relleno inorgánicas en relación con la fase matriz, ya que ambas tienen diferentes grados de dureza, y además, por la heterogeneidad del tamaño de las partículas de relleno. <sup>(13,14)</sup>

B. Resinas compuestas de microrelleno: También llamadas resinas compuestas 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 los monómeros, razón por la cual no se pueden agregar en mucho porcentaje, ya que aumentarían demasiado su viscosidad. Esto conlleva a una reducción de las propiedades mecánicas de la resina compuesta.

(12, 13,16) La característica más destacable de estas resinas compuestas es la excelente terminación superficial que pueden lograr, lo que permite obtener una 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. (14, 15, 18)

- 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 microrelleno, logrando resultados intermedios entre ambos sistemas. 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 microrelleno, aunque no logran igualar su capacidad de pulido. (19, 20) El tamaño

de partícula de relleno en estas resinas híbridas oscila entre 0.04 – 5 micrones, constituyendo un 75 a 80% aproximadamente de la resina compuesta, pero el tamaño promedio está por sobre el micrón. <sup>(13, 21)</sup>

- D. Resinas compuestas microhíbridas: Con el fin de mejorar aún más las propiedades estéticas de estos materiales, y a su vez preservar las propiedades mecánicas, surgen los sistemas de resinas compuestas microhíbridas. Estos sistemas de resina compuesta están constituidos por partículas de relleno que oscilan entre los 0.04 – 3 micrones, con un promedio de tamaño que oscila entre 0.4 y 0.8 micrones. Presenta muy buenas propiedades estéticas, una alta capacidad de pulido y buena resistencia a la abrasión. <sup>(15, 17)</sup>
- E. Resinas compuestas de nanorelleno: 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 compuestas con partículas de relleno que van de 0.02 a 0.075 micrones. Estos sistemas poseen una buena resistencia al desgaste gracias al tipo de relleno de estroncio vítreo que poseen. Este relleno nanométrico genera un pulido de larga duración de la resina compuesta, manteniendo las propiedades de resistencia mecánica. <sup>(21)</sup>



Se han visto en la clasificación previa de las resinas compuestas que el tamaño y tipo de partícula de relleno incide directamente en aspectos mecánicos y estéticos de estos materiales. Todas las resinas compuestas utilizadas para restauraciones de tipo directas poseen ciertas propiedades generales y se analizan a continuación aquellas que se consideran más pertinentes.

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

**2.1 Variación dimensional térmica:** Es el cambio de dimensión de un material cuando su temperatura varía. Lo que requiere es que el coeficiente del material restaurador sea lo más similar posible al de los tejidos dentarios. En caso de no ser así, al producirse una variación brusca de la temperatura intrabucal (por ejemplo, al comer un helado) el material restaurador se contraerá más que el diente, generando una tensión que puede producir una separación a nivel de 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.<sup>(22)</sup> Cabe destacar que este fenómeno de percolación siempre está presente en mayor o menor medida dependiendo de la similitud de los coeficientes de variación dimensional térmica del diente y del material de restauración.

**2.2 Conductividad térmica:** La conductividad térmica de una sustancia 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  $1\text{cm}^2$ .<sup>(17)</sup>

La matriz orgánica de la resina compuesta y el relleno inorgánico son malos conductores térmicos, por lo tanto, ante cambios térmicos pasajeros la restauración no cambiará de temperatura tan rápidamente como la estructura dentaria. Sin embargo, se puede apreciar que los sistemas convencionales poseen una conductividad térmica tres veces más alta que los sistemas de microrelleno, debido a la mayor conductividad del cuarzo que éstas poseen, y a la mayor probabilidad de contacto partícula – partícula que existe al utilizar rellenos de mayor tamaño.<sup>(17)</sup>

**2.3 Sorción acuosa:** Se define como 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, la cual 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 ésta se encuentra deteriorada, aumenta la porción acuosa y por ende su expansión higroscópica. <sup>(19)</sup>

**2.4 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 la fracción volumétrica del relleno. De esta manera, las resinas compuestas convencionales al ser más rígidas, soportan mejor las fuerzas de mordida intensas, mientras que para zonas donde predominan fuerzas de deflexión, como en la zona cervical de una pieza dentaria, funciona mejor una resina compuesta de microrelleno. <sup>(22)</sup>

**2.5 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. <sup>(22)</sup> 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. <sup>(23)</sup>

**2.6 Contracción de polimerización:** La contracción de polimerización siempre es un fenómeno anexo a la polimerización. Por lo tanto, cualquier material que endurezca por esta vía presentará algún grado de variación dimensional. <sup>(14)</sup>

La contracción que experimentan las resinas compuestas al polimerizar dependerá del tamaño y la cantidad de partículas monoméricas, del módulo 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. <sup>(24)</sup>

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.<sup>(12)</sup> La contracción del polímero se traduce clínicamente en problemas a nivel del sellado marginal de la resina compuesta. Esto conlleva a la microfiltración marginal.

En cavidades pequeñas la contracción del material no produce tantos problemas, pero en el caso de grandes reconstrucciones coronarias con resina compuesta, la fuerza de contracción puede llegar a superar la fuerza de adhesión del material a las estructuras dentarias, generando una brecha marginal, lo que se traduce en un fracaso clínico.

Para minimizar lo más posible la contracción de la polimerización se debe lograr una buena adhesión de la restauración a los tejidos dentarios, para de esta manera disminuir al máximo por consiguiente, la interfase existente entre el material restaurador y el diente.

Además debemos intentar guiar la contracción de polimerización 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. <sup>(18)</sup>

Se ha demostrado que realizando una polimerización 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. <sup>(9)</sup>

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 10cm. 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 una brusca contracción de polimerización. <sup>(15)</sup>

Por otra parte, las lámparas LED (luz emitida por diodos), poseen la cualidad de ir incrementando su potencia en forma automática en los primeros cinco segundos de exposición, con lo que el material restaurador logra una mejor adaptación marginal. <sup>(8,15)</sup>

La reacción química mediante la cual se logra la solidificación de las resinas compuestas se denomina polimerización. Esta reacción consiste en la unión química de los monómeros para obtener moléculas de alto peso molecular denominadas polímeros. Para iniciar esta reacción se requiere de un aporte de energía a través de algún mecanismo de iniciación que puede ser activación química, activación por luz ultravioleta, activación por luz visible o activación por calor. <sup>(5)</sup>

El mecanismo de activación más utilizado en la actualidad es la activación por luz visible a través de las lámparas de fotocurado. Por medio de esta fuente lumínica se excita el fotoiniciador, que corresponde a una Canforquinona y que generalmente es a su vez, una alfa dicetona. Esta dicetona activada, interacciona con un agente reductor que corresponde a una amina terciaria alifática. Al juntarse ambas se inicia una reacción de radical libre. <sup>(5)</sup> 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 reaccionara 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. La reacción de polimerización solo terminará cuando dos radicales complejos estén próximos. <sup>(9)</sup>

Si hubiera oxígeno presente, los radicales libres irían preferentemente a reaccionar con él, formando un radical de peróxido, poco reactivo, generando la inhibición de la polimerización. Por esta razón si una preparación dentaria es desinfectada con agua oxigenada, se requiere de un lavado muy profuso de la cavidad antes de comenzar el procedimiento adhesivo. De lo contrario, moléculas de oxígeno reactivas quedarían en la preparación cavilaría pudiendo reaccionar con los radicales libres desprendidos de la reacción de polimerización. <sup>(15)</sup>

Cuanto mayor sea la intensidad de la luz, mayor será el número de fotones presentes, 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 la extensión de la polimerización de la resina compuesta. <sup>(9)</sup>



Existen fenómenos asociados a la polimerización que son:

- a) Liberación de calor: Este fenómeno se produce debido a que el material que polimeriza pasa de un estado de mayor energía a otro de menor energía, liberando la diferencia de energía como calor, por lo tanto, se trata de una reacción exotérmica.
- b) Contracción de polimerización: Este fenómeno se produce por una reducción de la distancia entre las moléculas monoméricas para reaccionar entre sí. <sup>(9)</sup> debido a este acercamiento la masa total de la resina compuesta se reduce en volumen.

La luz ultravioleta fue el primer sistema de fotoactivación utilizado en la odontología. La longitud de onda otorgada por esta fuente lumínica de uso manual era de 354nm. Con esto se le otorgaba suficiente energía a las partículas fotoiniciadoras en la resina compuesta para producir radicales libres, iniciando de esta manera, el proceso de polimerización. <sup>(5)</sup>

En un comienzo el sistema de luz ultravioleta dio buenos resultados, pero pronto se hizo evidente que el material restaurador no podía polimerizarse en grandes incrementos y que la fuente de iluminación se deterioraba rápidamente. Además

la luz ultravioleta podía producir daño ocular al operador y también alterar la flora bucal de los pacientes debido a esta exposición de radiación ionizante. <sup>(5)</sup>

Una vez descontinuada la luz ultravioleta, se utilizó la luz visible en el rango de la luz azul, en cuyo espectro se sitúa la sensibilidad del agente fotoiniciador.

Varias son las fuentes lumínicas que se utilizan para polimerizar estos materiales; estas se describen a continuación.

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

#### **3.1 Lámparas halógenas convencionales y de alta densidad de potencia:**

Estas lámparas fueron desarrolladas con el fin de suplir los efectos negativos de las fuentes lumínicas en base a luz ultravioleta. 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 aproximadamente 1000°C emite energía de calor en la forma de radiación infrarroja (longitud de onda larga. Cuando la temperatura es aumentada a un rango 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 la porción de intensidad de la longitud de onda corta de radiación, incluyendo la longitud de onda en el rango de luz azul.

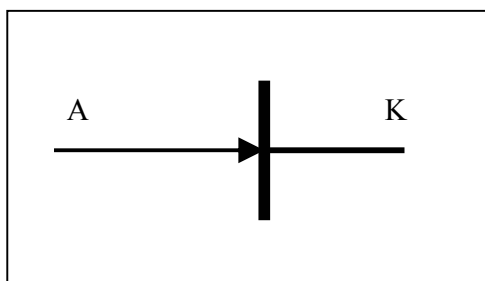
Es por esto que para proveer de la luz azul necesaria para la polimerización de las resinas compuestas los filamentos de las ampollas emisoras de luz utilizadas en las lámparas halógenas deben ser calentadas a muy altas temperaturas, razón por la cual traen incorporado en su estructura un ventilador mecánico.<sup>(28)</sup> Estas lámparas halógenas 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 – 500 nm.<sup>(5, 6, 7)</sup> Para la mayoría de los sistemas de resina compuesta, el fotoiniciador utilizado es una Caforquinona, 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 esa longitud de onda. Por ello, toda luz emitida por sobre o debajo de los 468 nm. eventualmente se pierde como calor.<sup>(9, 15)</sup>

**3.2 Lámparas de arco plasma :** El plasma corresponde a materia gaseosa fuertemente ionizada con igual número de cargas libres positivas y negativas. Las lámparas de plasma poseen dos electrodos de tungsteno entre los cuales se aplica un 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 más allá de la luz ultravioleta e infrarrojo. Por esta razón se deben aplicar filtros muy eficaces 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. <sup>(11, 15)</sup> Cuando estas lámparas salieron al mercado, los fabricantes plantearon que éstas alcanzaban resultados excepcionales en las resinas compuestas, y que la polimerización adecuada de estos materiales se podía lograr con una exposición lumínica de un segundo. <sup>(15)</sup> Sin embargo, tras diversos estudios se logró determinar que exposiciones de un segundo no lograban polimerizar las resinas compuestas<sup>(15)</sup> Finalmente, se determinó que esta lámpara lograba polimerizar los sistemas de resina 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. <sup>(11, 15)</sup>

**3.3 Lámparas láser:** El término láser significa “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation”.<sup>(9)</sup> Al desarrollarse fuentes lumínicas de tipo láser, compatibles con el espectro de luz requerido por los fotoiniciadores de los sistemas de resina compuesta, 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.<sup>(9)</sup> Estas lámparas láser producen luz en un 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.<sup>(9)</sup>

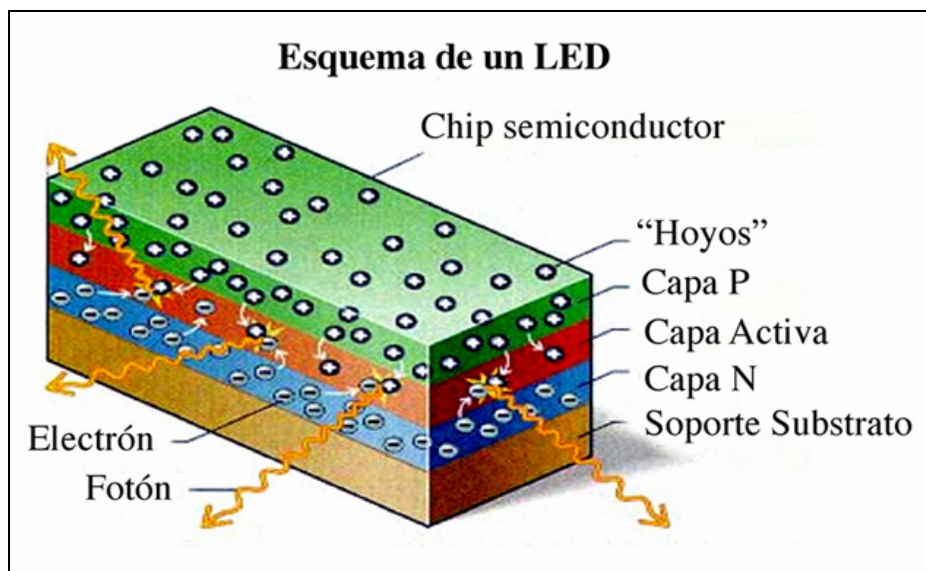
No obstante, actualmente su uso es muy cuestionado debido a sus efectos deletéreos en las propiedades finales de las resinas compuestas y por la dificultad para polimerizarlas.<sup>(5, 16)</sup>

**3.4 Lámparas de luz emitida por diodos (L.E.D.):** Para lograr 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.(Fig. 1)



*Figura 1: Símbolo de un diodo*

Concretamente, el diodo conduce corriente fácilmente desde el ánodo hacia el cátodo, pero no al revés. Existen, sin embargo, otros tipos de diodos denominados Zener, que permiten el paso de corrientes eléctricas en ambos sentidos en determinadas condiciones.<sup>(26)</sup> Para las lámparas tipo L.E.D. existe una combinación de dos semiconductores diferentes. Los semiconductores n-doped y los p-doped (por sus siglas en inglés n-doped es carga negativa y p-doped es carga positiva). Los semiconductores n-doped poseen un exceso de electrones mientras que los semiconductores p-doped carecen de electrones y además poseen “hoyos” en su estructura. Cuando los dos tipos de semiconductores se combinan y se aplica un voltaje, los electrones n-doped y los “hoyos” de los elementos p-doped se conectan. Esto libera energía en forma lumínica, producto de la excitación de estos electrones.<sup>(8)</sup>(Fig 2)



*Figura 2: Esquema de un LED*

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 440–490 nm. , con un peak de 460 nm. , permitiendo activar al fotoiniciador y producir la polimerización del material. <sup>(7, 8)</sup> Esta lámpara de fotocurado posee una serie de ventajas por sobre la lámpara halógena convencional, las cuales se mencionan a continuación.

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

Las lámparas convencionales emiten luz mediante incandescencia, en donde un filamento es calentado causando la excitación de átomos de distintos niveles energéticos, emitiéndose de esta manera una luz de muy amplio espectro. Por esta razón, las lámparas halógenas convencionales deben restringir la luz emitida mediante un filtro para que sólo se proyecte aquel espectro correspondiente a la luz azul. Toda luz que no sea azul, eventualmente se pierde en forma calor es por esto que las lámparas halógenas deben tener incorporado en su estructura un ventilador mecánico para evitar su sobrecalentamiento. <sup>(27)</sup>

A su vez, las ampollitas utilizadas por las lámparas halógenas poseen durabilidad restringida de aproximadamente 100 horas y disminuyen su capacidad a medida que van siendo utilizadas. <sup>(27)</sup>

La lámpara L.E.D., en cambio, no requiere el uso de ampollita. Esto constituye una ventaja considerable sobre la lámpara halógena convencional. El diodo que posee esta lámpara L.E.D puede durar aproximadamente 10.000 horas<sup>(17)</sup>

La lámpara L.E.D puede ser inalámbrica y recargable, pudiendo ser utilizada 65 minutos en forma continua sin ser recargada. La potencia de este tipo de



lámparas oscila entre los 800 -1400 mW/cm<sup>2</sup>, a pesar de que sólo se necesitan 300 - 400 mW/cm<sup>2</sup> para lograr una buena polimerización.<sup>(15)</sup> Debido a esta alta potencia los fabricantes de las 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.<sup>(8,15)</sup> De esta manera, se lograría una gran profundidad de polimerización con propiedades mecánicas óptimas aun cuando las restauraciones sean extensas, en particular a nivel de los cajones proximales y en tiempos menores a los requeridos por las lámparas halógenas convencionales.<sup>(8,</sup>  
<sup>15)</sup> La lámpara L.E.D va logrando su potencia máxima gradualmente en los primeros cinco segundos de encendido. De esta forma, la resina compuesta logra una buena adaptación marginal con lo que disminuye la tensión generada por la contracción de polimerización.<sup>(9)</sup> La lámpara es de bajo peso, ergonómica y fácil de limpiar debido a que las puntas por donde se emite la luz en algunos casos son desechables.<sup>(8)</sup> Muchas de ellas traen 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 la lámpara 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 un espectro de luz azul única a 460 nm. <sup>(8)</sup>, 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 Caforquinona. <sup>(9)</sup> Ésta tiene un peak de fotoactivación a los 468 nm. , 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 Canforquinonas es considerablemente mayor a que sí fuera de una lámpara halógena convencional. <sup>(9, 29)</sup> Esto eventualmente se traduce en que la lámpara L.E.D. logra 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 Caforquinona en la resina compuesta; en caso de ser 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, hasta cierto grado, aquellas resinas compuestas que no utilizan las Caforquinonas como fotoiniciadores además de las que sí las

utilizan. Con esto se logra un cierto grado de polimerización de todas las resinas compuestas disponibles. <sup>(15)</sup>

Dentro de la gran variedad de marcas de resinas compuestas existentes en el mercado chileno, ningún fabricante publica en el envase del producto o en las instrucciones de uso, los fotoiniciadores incorporados en estos materiales. Por lo tanto, al usar una lámpara de fotocurado tipo L.E.D., el odontólogo no podrá saber si su restauración de resina compuesta tendrá o no una buena polimerización

Es importante tener en cuenta que la polimerización alcanzada por las resinas compuestas puede variar en cierta medida. Esto depende del tipo de monómero, concentración del fotoiniciador y de los inhibidores presentes en ellas. <sup>(27)</sup>

Teniendo en cuenta el uso histórico de la lámpara halógena convencional y su efectividad para todos los tipos de resina compuesta, el presente estudio pretende determinar si una lámpara tipo L.E.D. logra resultados semejantes o superiores a los que se mencionan en sus especificaciones técnicas al compararla con una lámpara halógena convencional. <sup>(8, 15)</sup>

Dado que este análisis es sumamente importante para determinar si las propiedades mecánicas del material son alteradas o no, para analizar el efecto de estas luces activadoras sobre las propiedades mecánicas de cualquier material

debemos conocer *deformaciones* y *tensiones* que en ellos producen la acción de fuerzas externas así como la *tensión máxima* que pueden soportar.

Cuando una fuerza actúa sobre un cuerpo sólido, ocurre una reacción para oponerse a esta fuerza, la que es igual en magnitud pero en opuesta en dirección a la fuerza externa, lo que está basado en la ley de acción y reacción de NEWTON. Si a esta fuerza la dividimos por el área sobre la cual actúa en el cuerpo, obtenemos el valor de la tensión producida en la estructura. <sup>(12)</sup>

Entonces, para poder entender la resistencia máxima de un material se deberá medir cuanta fuerza se necesita para romper un cuerpo constituido por él. Para ello se confecciona un cuerpo cilíndrico denominado *probeta* la cual es sometida a fuerzas progresivamente en aumento, hasta su ruptura. <sup>(9)</sup>

Como esta fuerza puede medirse en unidades como el NEWTON, es posible determinar cuanto soportó la probeta. Pero esa cantidad de fuerza está no solo relacionada con el tipo de material sino también con el tamaño de la probeta (cuanto más grande sea, más fuerza soportará).

Para poder obtener un valor que permita comparar resultados con cualquier tamaño de probeta, se expresa la tensión, y por lo tanto, la resistencia, en función de la superficie (medida, por ejemplo, en metros cuadrados) sobre la cual actúa.

O sea que:

$$\frac{\text{Fuerza}}{\text{Superficie}} = \text{tensión}$$

Las correspondientes unidades y símbolos utilizados serán:

$$\frac{\text{Newton (N)}}{\text{Metro cuadrado}} = \text{Pascal (Pa)}$$

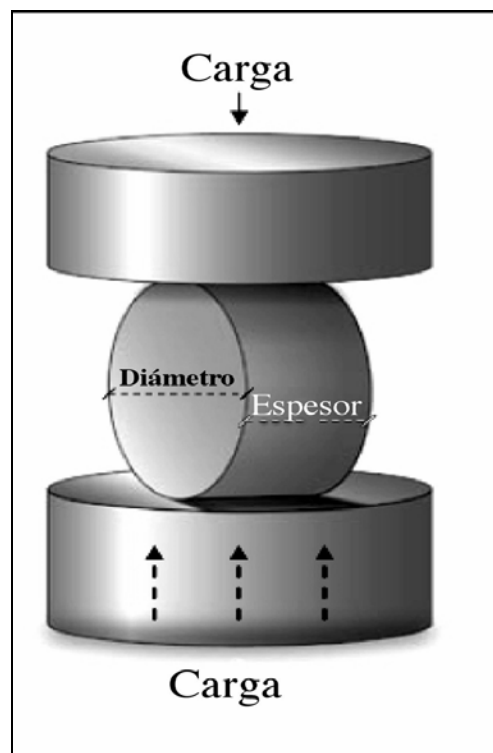
Pero como esta unidad resulta pequeña para las tensiones y resistencias que se encuentran en estudio de materiales, es comúnmente un múltiplo de ella el que se utiliza, el *megapascal* ( Mpa), que es un millón de Newton (1MN) por metro cuadrado<sup>(9)</sup>.

Estas fuerzas pueden actuar sobre un cuerpo de distintas formas, produciendo distintos efectos en un cuerpo determinado. En el caso de la prueba de *tracción diametral* la fuerza de compresión vertical que se produce en los cantos de una probeta cilíndrica produce tensión elástica perpendicular al plano vertical que pasa por el centro de ella, y la fractura ocurre a lo largo de este plano vertical.

En esta situación, la tensión es directamente proporcional a la carga de compresión aplicada.

Esto se calcula con la siguiente formula:

$$\text{Tensión} = \frac{2P}{\pi DT}$$



Donde:

P = Carga de fractura

D = Diámetro de la probeta

T = Espesor de la probeta

Todos estos estudios están enfocados al análisis de los comportamientos de estos materiales desde distintos puntos de vista.

En el caso específico de este trabajo se pretende evaluar en qué medida una resina compuestas disponibles actualmente en el mercado chileno, es o no susceptibles de polimerizar eficazmente con un sistema de fotocurado tipo L.E.D., determinando su resistencia a la tracción diametral, comparando los resultados obtenidos, con muestras del mismo material polimerizados con una Lámpara Halógena convencional.

## **HIPÓTESIS**

Existen diferencias significativas en la resistencia a la tensión diametral, de Resinas Compuestas, fotopolimerizadas con Lámparas Halógenas, en comparación con aquellas fotopolimerizadas con Lámparas L.E.D.

## **OBJETIVO GENERAL**

Determinar si existen diferencias significativas en la resistencia a la tensión diametral de Resinas Compuestas fotopolimerizadas con Lámparas Halógenas, en comparación con aquellas fotopolimerizadas con Lámparas L.E.D.



## **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- 1.- Cuantificar la Resistencia a la Tensión Diametral de las Resinas Compuestas polimerizadas con Lámparas Halógenas.
- 2.- Cuantificar la Resistencia a la Tensión Diametral de las Resinas Compuestas polimerizadas con Lámparas L.E.D.
- 3.- Analizar comparativamente los resultados obtenidos.

## MATERIALES Y MÉTODO

Este estudio se realizó en el laboratorio del área Biomateriales Odontológicos del Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile y el PROTEN de la Facultad de Ciencias de la Universidad Tecnológica Metropolitana.

En este estudio se midió la resistencia a la tensión diametral de una Resina Compuesta(Z100 3M U.S.A color A2) sometida a fotopolimerización con dos unidades distintas, una Lámpara Halógena convencional y una Lámpara tipo L.E.D..

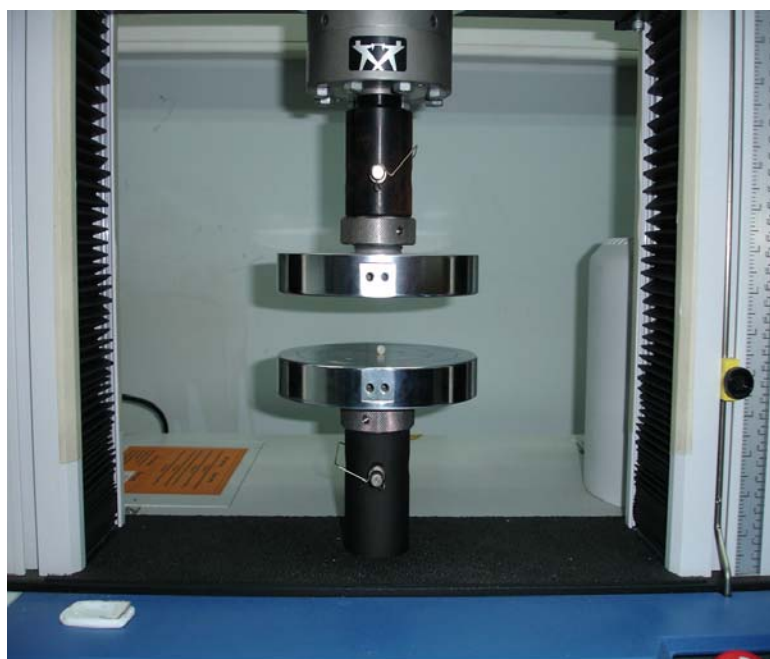
Se confeccionaron 20 cilindros de Resina Compuesta de 6mm de diámetro y 3 mm de alto, para ello se utilizó un formador de probetas de acero inoxidable estandarizado con las medidas antes mencionadas. Para confeccionar cada cilindro, el formador fue aislado con vaselina siliconada y se agregó la Resina Compuesta en un solo incremento, teniendo la precaución de que no quedaran poros o irregularidades en su superficie, para lo cual se utilizó un porta-objeto haciendo presión sobre las caras libres del cilindro. Posteriormente se polimerizó el material en diez de ellos utilizando una lámpara de fotocurado modelo XL3000, (3M U.S.A) por un lapso de 20 segundos en una superficie y 20 segundos más en la superficie opuesta, completando 40 segundos en total.<sup>(30)</sup>

Las otras diez probetas fueron polimerizadas con una Lámpara tipo L.E.D.(marca RAD II, SDI, AUSTRALIA) siguiendo el mismo proceso antes mencionado.

Una vez terminadas las 20 probetas se dejaron en una estufa Heraeus en un ambiente de 100% humedad relativa y temperatura de 37°C, simulando las condiciones de la cavidad bucal, hasta el momento de hacer la prueba mecánica<sup>(30)</sup>

#### **Ensayo a la resistencia tensión diametral:**

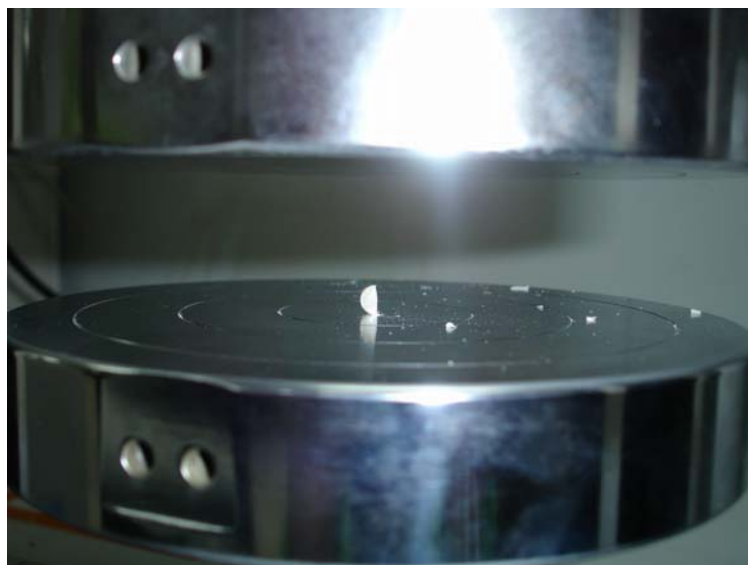
Las muestras perfectamente identificadas fueron sometidas a una presión constante en una máquina de ensayos universales INSTRON (Foto1, Foto 2 )con una velocidad de desplazamiento fija de 1 cm/min. La carga se ejerció sobre su diámetro, generando compresión en el plano de aplicación de la fuerza y tracción desde el centro hacia fuera del cuerpo de prueba hasta el punto de su resistencia máxima, esto es hasta el momento de su fractura.(Foto 3,Foto 4).



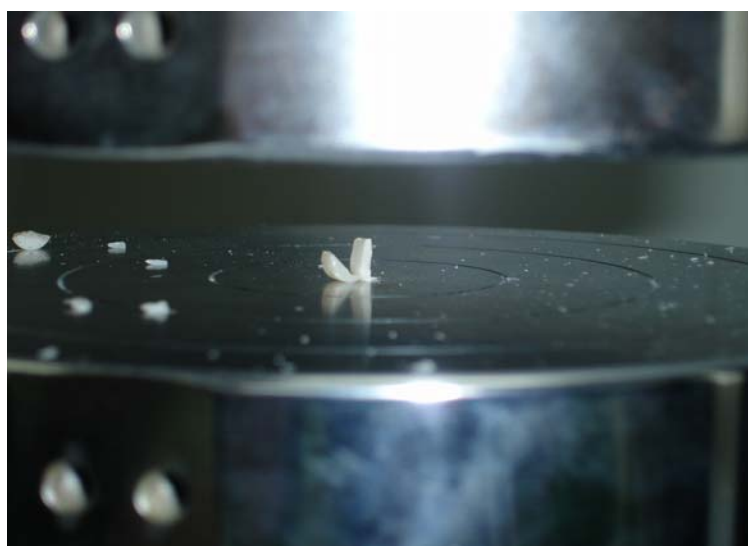
(Foto 1).



(Foto 2).



(Foto 3).



(foto 4)

Dado que la magnitud de la carga soportada dependerá de la dimensión del cuerpo de prueba, para lograr valores equiparables a probetas de cualquier tamaño, se debe relacionar la carga ejercida con la dimensión del cuerpo de prueba, para lo cual se aplica la siguiente formula:<sup>(30)</sup>

$$\text{Tensión tracción: } T_s = \frac{2P}{\pi DT}$$

Donde:

P = Carga de fractura

D = Diámetro de la probeta

T = Espesor de la probeta

Reemplazando en la formula los valores del diámetro y espesor de las probetas obtenemos:

$$T = \frac{2P \text{ Kgf}}{\pi 6\text{mm} 3\text{mm}} = \frac{2P [\text{Kgf}]}{56.52 [\text{mm}^2]}$$

Para transformar los valores a Mpa reemplazamos en la fórmula los Kgf por Newton (N).

$$\text{Sabido que } N = 9.8 \text{ Kgf y } \text{Mpa} = N / \text{mm}^2.$$

Al reemplazar en la fórmula los resultados en Kgf de la prueba mecánica obtendremos resistencia a la tracción diametral o tensión bajo compresión para cada probeta expresada en Mpa.<sup>(30)</sup>

$$\text{Entonces } T_s = 2P 0.1734$$

Los resultados de la prueba mecánica fueron expresados en Mpa y analizados por Análisis de Varianza usando el Test de Student, comparando posteriormente los grupos entre si. Las diferencias fueron consideradas significativas si el valor de probabilidad (p) resulta inferior al 5 % ( $p < 0.05$ ) para establecer si se valida o rechaza la hipótesis planteada.

## RESULTADOS

Los resultados obtenidos fueron tabulados y se detallan a continuación:

En la tabla N°1 se muestran los resultados obtenidos en Kgf para los cuerpos polimerizados con lámpara L.E.D.

Tabla 1.

<i>Muestra</i>	<i>Kg f</i>
1	83,31
2	61,66
3	95,28
4	95,02
5	135,76
6	115,64
7	140,74
8	141,72
9	139,66
10	57,92
<i>Promedio</i>	106,67



En la tabla N° 2 se muestran los resultados obtenidos en Kgf para los cuerpos polimerizados con Lámpara Halógena.

Tabla 2.

<i>Muestra</i>	<i>Kgf</i>
1	157,58
2	186,41
3	156,13
4	173,03
5	143,46
6	132,84
7	150,21
8	125,15
9	57,34
10	86,22
<i>Promedio</i>	<i>136,84</i>

En la tabla N°3 se muestran los resultados obtenidos en Mpa para los cuerpos polimerizados con L.E.D.

Tabla 3.

<i>Muestra</i>	<i>Mpa</i>
1	28,89
2	21,38
3	33,04
4	32,95
5	47,08
6	40,10
7	48,81
8	49,15
9	48,43
10	20,09
<i>Promedio</i>	36,99

En la tabla N°4 se muestran los resultados obtenidos en Mpa para los cuerpos polimerizados con Lámpara Halógena.

Tabla 4.

<i>Muestra</i>	<i>Mpa</i>
1	54,65
2	64,65
3	54,15
4	60,01
5	49,75
6	46,07
7	52,09
8	43,40
9	19,89
10	29,90
<i>Promedio</i>	<i>47,46</i>

En la tabla N°5 se muestran los resultados obtenidos en Mpa para ambas lámparas.

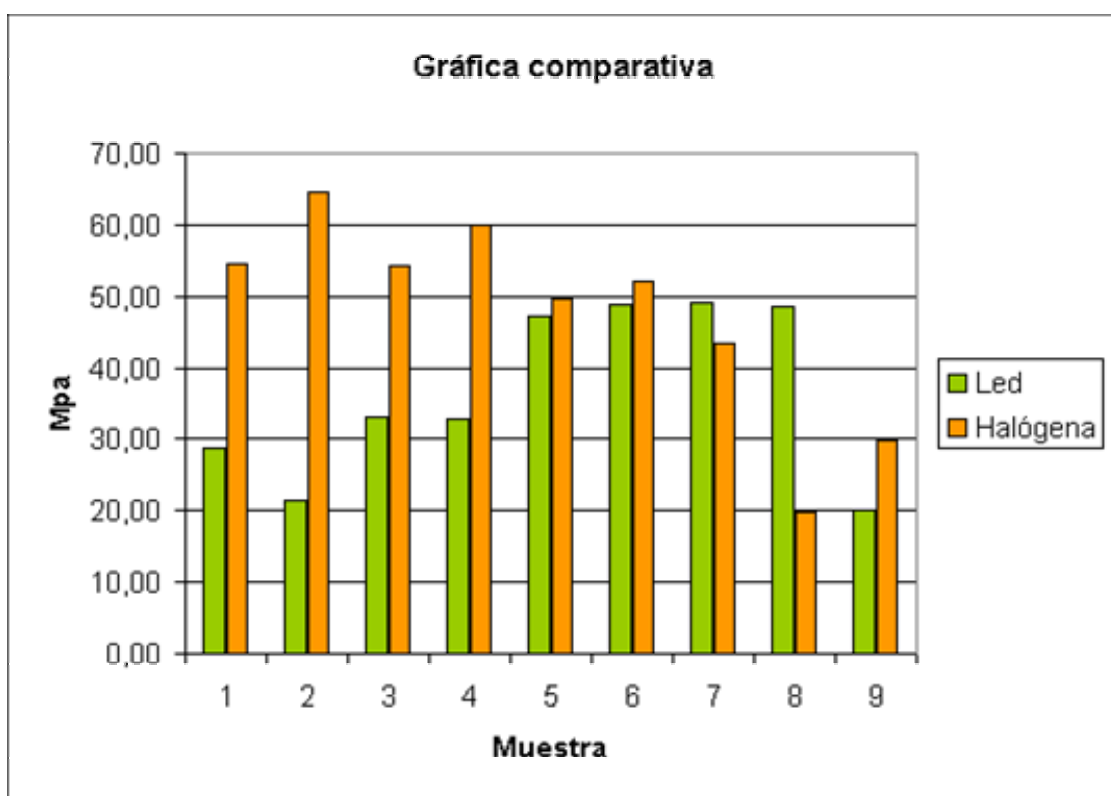
TABLA RESUMEN

MUESTRAS

<b>Muestras</b>	<b>Led</b>	<b>Halógena</b>
1	28,89	54,65
2	21,38	64,65
3	33,04	54,15
4	32,95	60,01
5	47,08	49,75
7	48,81	52,09
8	49,15	43,40
9	48,43	19,89
10	20,09	29,90
<i>Promedio</i>	36,99	47,46

Tabla. 5

GRAFICO N° 1



**Análisis Comparativo entre Lámpara LED y Lámpara Halógena (Mpa)**

TABLA N°6

RESULTADOS PROMEDIOS EN Mpa	
1 LED	36,99
2 HALOGENA	47,46

GRÁFICO N°2



## ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

Para realizar el análisis estadístico se utilizó el test *t de Student* determinando el valor de *t* y *p* para cada caso.

A continuación se muestra una tabla donde se comparan parámetros obtenidos en el análisis de los resultados en Kgf y Mpa. Tabla N° 7

	HALOGENA v /s LED Kgf	HALOGENA v / s LED Mpa
Diferencias de promedios	30.16	10.46
T	1.86	1.86
P	0.07	0.07
Diferencia de D.st	6.5	2.26

Según el análisis de esta tabla observamos que no existen diferencias estadísticas significativas en cuanto la resistencia a la tracción diametral entre las muestras utilizadas en este estudio.

## DISCUSIÓN

Al analizar los resultados, observamos que no existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la tracción diametral experimentada por los cilindros de Resina Compuesta sometidos a fotopolimerización con unidades distintas de fotocurado una Lámpara Halógena y una Lámpara tipo L.E.D.

La diferencia de resistencia obtenidas denotan resultados levemente mejores en las muestras polimerizadas con Lámpara Halógena en comparación con la unidad L.E.D, pero estos como se mencionó antes no son estadísticamente significativos. Para poder entender de mejor manera por qué se obtuvieron estos resultados debemos, recordar como y cuales son las condiciones para que se realice la transformación de moléculas de monómero en cadenas de polímeros, es decir la polimerización del material en estudio y como influyen éstas en las propiedades finales del material. Indiscutiblemente los fenómenos que ocurren en el nivel molecular durante el proceso de polimerización y lo que se obtiene al finalizar ésta, están estrechamente relacionados.

Como sabemos, dentro de la estructura química de las Resinas Compuesta existen una serie de componentes básicos que determinan sus características específicas. En este caso en particular nosotros nos enfocaremos en la molécula fotoiniciadora del proceso de polimerización, este *fotoiniciador* es una



molécula que se activa bajo ciertas condiciones de longitud de onda que se hagan incidir directamente sobre ella, la mayoría de los fabricantes utilizan **Canforquinona** como molécula fotoiniciadora, pero esta información no es aportada en los envases por los materiales así que no podemos confirmar si esto es efectivo o no, esta molécula posee un peak de activación en los **468 nm**, por ende ambas unidades de fotopolimerización deberían actuar perfectamente sobre este fotoiniciador gatillando el proceso de fotopolimerización sin ningún inconveniente, ya que las unidades Halógenas poseen un rango de longitud de onda que entre los **420-500 nm** , y las unidades L.E.D. entre **440-490nm** .

Entonces al observar estas características de ambas unidades de fotopolimerización notamos que las Lámparas Halógenas tiene un campo de acción mayor que las Lámpara tipo L.E.D, al abarcar un espectro de longitud de onda más amplio.

Al comparar los resultados obtenidos en este estudio, con otros estudios realizados en los cuales también se midió la resistencia a la tensión traccional podemos observar que sus resultados demostraron que no existían diferencias estadísticamente significativas entre los grupos en estudio.

Podemos mencionar el estudio realizado por TOLOSA, M.C.C.G. et al <sup>(31)</sup>, en el cual se estudiaron tres resinas compuestas de micropartículas, todas color A3, siendo las muestras polimerizadas con una Lámpara Halógena (Degulux-Degussa) y con otra unidad de polimerización tipo L.E.D ( Ultrablue, DMC, Sao Carlos, Brasil). Los resultados no demostraron diferencias estadísticamente significativas entre las muestras de una misma marca de resina polimerizada con la Lámpara Halógena y la Lámpara L.E.D, pero si entre los distintos marcas de resinas compuestas.

Otro estudio realizado por V. BOSQUELORI y cols en el 2003 <sup>(32)</sup>, realizaron una evaluación de las características de polimerizado de una unidad L.E.D brasilera Ultraled Dabi Atlante ( $130 \text{ mw/cm}^2$ ), con otra unidad halógena ,XL 2500 –3M ( $760 \text{ mw/cm}^2$ ) cuyo objetivo fue determinar la resistencia a la tensión traccional generada por estas unidades de fotopolimerización. Para ello se confeccionaron muestras en modelos de acero inoxidable, utilizando la resina compuesta Z 250 (3M ESPE) en los colores A1-A4.Las muestras fueron polimerizadas con tiempos desde los 20 seg. hasta 80 segundos, utilizando los diferentes colores. Después estas muestras fueron colocadas en una máquina de tensión compresión y a una velocidad de 0.5 mm/min fueron fracturados.

Luego del análisis estadístico de los resultados, se demostró que no existían diferencias estadísticamente significativas entre los resultados de ambas unidades.

Cabe destacar que en este estudio se observaron leves diferencias entre los resultados de un mismo color en relación a si fueron polimerizadas con lámpara halógena o si fueron polimerizadas con Lámpara tipo L.E.D, teniendo una pequeña diferencia a favor de la Lámpara Halógena, hecho que también fue observado en nuestro estudio pero que aun siendo así, y como mencionamos anteriormente en ambos estudios no fue estadísticamente significativa esta diferencia.

Estas pequeñas diferencias pueden estar asociadas a distintos factores dentro de los cuales podrían estar la composición química de las resinas compuestas y factores propios de cada unidad de fotopolimerización.

Extrapolando estos resultados al uso clínico de las Resinas Compuestas podremos inferir que las propiedades mecánicas en el sentido de la resistencia a tracción diametral no presentan mayores diferencias en este caso.

## **CONCLUSIONES**

De la prueba mecánica realizada sobre los cilindros de Resina Compuesta sometidos a fotopolimerización con dos unidades distintas una Lámpara Halógena y una Lámpara tipo L.E.D podemos concluir que no existen diferencias significativas en la resistencia a la tracción diametral entre las muestras utilizadas en este estudio, con lo que se rechaza la hipótesis planteada.

## SUGERENCIAS

- Es aconsejable realizar un estudio sobre la resistencia a la tracción diametral de otras marcas y otros tipos de Resinas Compuestas realizando el mismo procedimiento.
- Sería importante realizar un estudio comparativo de otras propiedades de las Resinas Compuestas utilizando ambos tipos de unidades de fotopolimerización.

## RESUMEN

Se realizó un estudio *in vitro* en el que se comparó la resistencia a la tensión diametral de una Resina Compuesta sometida a fotopolimerización con dos unidades distintas, una Lámpara Halógena y una Lámpara tipo L.E.D.

Se utilizaron 20 cuerpos de prueba, 10 de los cuales se sometieron a fotopolimerización utilizando la Lámpara Halógena, y los otros 10 fueron fotopolimerizados utilizando la Lámpara tipo L.E.D, siguiendo el mismo procedimiento para ambos grupos de muestras.

Las muestras se dejaron en un ambiente de humedad y 37° de temperatura hasta el momento de la prueba física de compresión.

Posteriormente las pruebas fueron testeadas en una máquina INSTRON hasta el momento de su fractura, registrándose donde esta sucedía.

Luego del análisis estadístico de los resultados se determinó que no existían diferencias estadísticamente significativas en el análisis de los resultados entre la resistencia de los dos grupos de probetas.

Se concluyó que esto demuestra que clínicamente no existirían diferencias en la resistencia a la tracción diametral de las resinas y por ende no habría alteración de las propiedades mecánicas de esta.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. BARRANCOS, M., "Operatoria dental". Tercera edición. Editorial Panamericana 1999. pp: 55-60.
2. POSS, S., "Chairside Composite Resin restorations (fillings)".2000.[http://www.dentistry.com/aesthetic\\_dental\\_center4.asp](http://www.dentistry.com/aesthetic_dental_center4.asp)
3. MILLS,R. W., JANDT, K. D., ASHWORT, S. H., “ Dental compsite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology”. Br Dent J. 1999 Apr 24; 186(8): 388-91.
4. Council on dental materials: Guidlines on the use of ultraviolet radiation in dentistry. J.A.D.A,Vol 92, April 1976.pp: 775-776.
5. LABARCA, P. A, BAEZ, H.D., " 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. Universidad de Chile. Santiago 1992. pp:3-23.
6. GUMBAU U, C., " Fuentes lumínicas para la fotoactivación en odontología".2004. <http://.blanqueamientodental.com/fuentes%luminicas.html>



7. SARAVIA, M., " Una nueva e innovadora propuesta tecnológica para la fotopolimerización de materiales dentales: Luz emitida por diodos (LED)". 2002.  
<http://www.odontologia-online.com/casos/part/MAS/MAS02/mas02.html>
8. RADII. Información técnica de la lámpara de fotoactivación LED, SDI, Australia 2004.
9. VILARROEL, M., " Fotopolimerización de resinas compuestas y conceptos afines". 2003.<http://www.materialesdentales.cl/artcient/art01-sep03/>
10. JORQUERA, C., “ Lámpara de polimerización con diodos emisores de luz (LED), Parte 1: El advenimiento de una nueva tecnología en polimerización de resinas compuestas”.2003.<http://www.materialesdentales.cl/nprod/art01-may03/>
11. RUEGGEBERG,F.A., “ From vulcanite to vinyl,a history of resin in restorative dentistry”. J.Prosth Dent 87(4):364-79.apr 2002.
12. EHRMANTRAUT, M., “Profesor del área de Odontología Restauradora, Asignatura de Biomateriales Odontológicos. Facultad de Odontología, Universidad de Chile”.2005. Comunicación personal.
13. STURDEVANT, C.M., ROBERSON, T., HEYMANN, H., STURDEVANT, J. “Operatoria dental” Tercera edición, Harcourt Brace, 1996.pp:253-265. Cap 6.
14. NODARSE. M. “ Composición y Clasificación de los composites dentales restaurativos”. 1998.

15. BADER, M., “ Profesor del área de Odontología Restauradora, Asignatura de Biomateriales Odontológicos, Facultad de Odontología, Universidad de Chile” .2005. Comunicación personal.
16. EHRMANTRAUT, M., “ Unidad de resinas compuestas “. 2002. Texto de la asignatura de Biomateriales Odontológicos, facultad de Odontología, Universidad de Chile.
17. GRAIG, R., “ Materiales dentales restauradores” Séptima edición. Editorial Mundi S.A.I.C y F. 1988. pp: 237-266. Cap 10. pp:41-65 Cap 3.
18. PHILLIPS, R., “ La ciencia de los materiales dentales”. Octava edición. Interamericana. 1987. pp: 226-260. Cap 14.
19. ANUSAVICE, K. J., “ Ciencia de los materiales dentales”. Décima edición. McGraw-Hill Interamericana, 1998.pp 283-311. Cap 12.
20. PRODUITS DENTAIRE S.A., “ Chemical cure hybrid composite”.
21. SDI. Información técnica de sistema de composite híbridos nanohíbridos Australia. 2004.
22. TORREJON, 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.

23. OLIVARES, R., “ Grado de infiltración marginal existentes entre dientes y las restauraciones de resinas compuestas frente a distintos patrones de fotopolimerización”. Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano dentista. Universidad de Chile. Santiago 2001. pp11-27.
24. RODRÍGUEZ, R., “Resinas compuestas en el futuro”. 2002.  
<http://www.odontologia-onlines.com/casos/part/RA/RA03/ra03.html>
25. GANDARILLAS C, GARAY JAIME, BAEZ A. Lámparas L.E.D. La tecnología llegó para quedarse. Revista Mundo Dental. pp: 30-31. Agosto 2004.
26. LAZARO, M., “Polarizar diodos LED en los Demon Eyes”  
2004.<http://usuarios.lycos.es/Katraska/diodos.htm>
27. YOON, T.-et al., “Degree of polymerization of resin composites by different light sources.” J.Oral Rehabil.2002 Dec; (12): 1165-73.
28. 3m ESPE. Elipar™ Free Light 2. Lámpara de fotopolimerización LED”. Perfil técnico del producto.2004.
29. MEYER,G.G., ERNST, C-P., WILLERSHAUSEN, B., “Decrease in power output of new light- emitting diode(LED) curing devices with increasing distance to fig surface”. J Adhes Dent. 2002;4: 197-204.

30. RAMÍREZ ADA. ,Análisis comparativo in Vitro de la resistencia a la tracción diametral de un tipo de Resinas Compuestas sometidas a dos formas distintas de fotopolimerización. Trabajo de investigación para optar al título de cirujano dentista. Universidad de Chile. Santiago de Chile. 2003.
31. TOLOSA, M.C.C.G., Influence of composite restorative materials and light-curing units on diametrical tensile strenght. Braz.oral res.vol.19 n°2 SP Apr./June 2005.
32. BOSQUILORI, V. y cols. Tensile Strength. Evaluation of the Photocuring Composite Resin by Different Light Units. J.Dent. Res. Abs: 1509, 2003.