

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

**“ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE PROPIEDADES MECÁNICAS DE UNA  
RESINA COMPUESTA FLUIDA, FOTOPOLIMERIZADA MEDIANTE LUZ EMITIDA  
POR DIODOS (LED) Y LUZ HALÓGENA CONVENCIONAL”**

**Andrea Navarrete Montalvo**

**TRABAJO DE INVESTIGACION  
REQUISITO PARA OPTAR AL TITULO DE  
CIRUJANO-DENTISTA**

**TUTOR PRINCIPAL  
Prof. Dr. Manuel Ehrmantraut N.**

**TUTORES ASOCIADOS  
Prof. Dr. Roberto Baeza W.**

**Santiago - Chile  
2007**

## ÍNDICE

	Página
Introducción.....	1
Marco Teórico.....	7
Hipótesis.....	44
Objetivo General.....	45
Objetivos Específicos.....	46
Materiales y Método.....	47
Resultados.....	56
Discusión.....	63
Conclusiones.....	66
Resumen.....	67
Bibliografía.....	69

## **INTRODUCCIÓN**

La odontología restauradora en su afán de dar solución a los problemas de pérdida de tejido dentario ya sea por caries, traumatismos u otros tipos de lesiones, ha utilizado los materiales disponibles en ese momento. Pero no sólo ha estado enfocado a devolver forma y resistencia mecánica, sino que además se ha preocupado de devolver la armonía óptica perdida <sup>(1)</sup>. El objetivo fundamental de la odontología restauradora consiste en sustituir la estructura dental enferma o perdida por materiales que permitan reestablecer la función y el aspecto de los dientes, por esto desde siempre se han necesitado materiales de restauración que tengan el aspecto de los tejidos dentales naturales y que se puedan aplicar directamente en una preparación cavitaria con la plasticidad adecuada <sup>(2)</sup>.

Las Resinas Compuestas de obturación directa son manipuladas y llevadas en estado plástico a las preparaciones cavitarias, para posteriormente sufrir un proceso de polimerización, que actualmente, se activan mediante la aplicación de luz que permite su endurecimiento.

El proceso de foto polimerización en Resinas Compuestas se introdujo en el Área Odontológica hace ya más 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 la polimerización de las resinas compuestas con relación a sus predecesoras, que tenían un sistema de activación química.

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 no ser biocompatibles, 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 Pigmentoso y Porfirio Eritropoyético, además del uso de cualquier tipo de medicamento que también posea sensibilidad

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 último 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, éstas unidades de luz ultravioleta posteriormente fueron discontinuadas y reemplazadas por una serie de otras fuentes lumínicas que podemos clasificar en:

- 1. 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>).
- 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, la principal fuente de iluminación utilizada ha sido y es la lámpara de luz halógena. Ésta presenta un foco constituido por un filamento de cuarzo-tungsteno, el cual emite una luz blanca que gracias a la presencia de un filtro sólo permite dejar pasar al conductor un haz

de luz azul, que corresponde a una longitud de onda entre 400 y 500 nm. Dicho haz activará al fotoiniciador para permitir la polimerización del material <sup>(5,6)</sup>.

El uso de las lámparas en base a láser y de arco de plasma está muy cuestionado en la actualidad por su alto costo, sus efectos deletéreos en las propiedades finales de las resinas compuestas y por la dificultad para polimerizarlas <sup>(7)</sup>.

En el año 1995 aparecen en el mercado las lámparas de fotocurado tipo L.E.D. Esta tecnología consiste en lámparas que presentan diodos simétricamente ordenados que emiten una luz azul entre 440-490 nm. <sup>(7)</sup>, con un peak en los 460 lo que permite activar al fotoiniciador y producir la polimerización del material <sup>(8)</sup>.

El elemento fotoiniciador de la reacción de polimerización más comúnmente utilizado en las resinas compuestas es la Canforquinona. Ésta absorbe energía a un espectro de luz visible entre 400 y 500nm., con un peak ideal de 468nm. Este valor coincide con el espectro emitido por las lámparas L.E.D., lo que les daría a éstas una mayor eficiencia en la fotoactivación <sup>(8)</sup> 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 si fuera de una lámpara halógena convencional <sup>(8)</sup>. Esto eventualmente se traduciría en que la lámpara L.E.D. lograría producir una fotoactivación de mayor eficiencia y, por lo tanto, una polimerización más completa.

La potencia de las lámparas L.E.D. oscila entre los 1000-1400 mW/cm<sup>2</sup> a pesar de que sólo se necesita 300-400 mW/cm<sup>2</sup> para lograr una buena polimerización <sup>(7)</sup>. Debido a su 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 <sup>(7)</sup>. Sin embargo, se postula que una polimerización demasiado brusca podría derivar en un mayor stress de polimerización que se traduciría en un material más frágil y por lo mismo en una disminución de la resistencia mecánica de las resinas compuestas <sup>(7)</sup>.

De ahí que existan dudas en cuanto a las propiedades físicas y mecánicas de las resinas compuestas al ser polimerizadas con estas lámparas tipo L.E.D en comparación a sí 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 las propiedades mecánicas de una Resina Compuesta fluida que sabemos posee Canforquinona como molécula fotosensible, al ser fotopolimerizadas con una lámpara halógena v/s una lámpara 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 para la rehabilitación de sus piezas dentarias dañadas ya sea por caries o por otros procesos patológicos o traumáticos. Las características ideales deseadas para estos materiales son: armonía óptica con las estructuras dentarias, 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>(10, 11)</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>(10)</sup>.

Los primeros materiales restauradores estéticos utilizados se basaron en cementos de silicato. Estos cementos se obtenían haciendo reaccionar ácido fosfórico con partículas de vidrio<sup>(12)</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.

Estos problemas condujeron al desarrollo de 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 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>(12, 13)</sup>.

En el año 1962, el Dr. Rafael L. Bowen introduce, en reemplazo del metacrilato de metilo, un monómero de alto peso molecular llamado BIS-GMA<sup>(10)</sup>.

<sup>11)</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, a base de un derivado del vinil silano <sup>(10, 12, 14)</sup>.

De aquí nace toda una nueva generación de materiales en base a este nuevo tipo de materiales, llamados resinas compuestas o “composites”, es decir, un sistema de material formado por una mezcla de dos o más macroconstituyentes <sup>(11)</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 similar al diente que el BIS-GMA <sup>(12, 15)</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 aumenta la resistencia mecánica del material <sup>(12, 13)</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>(12, 13)</sup>.

Los agentes a base 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 metacriloxipropilsilano, que permitía una unión más estable y resistente <sup>(11)</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 del material y facilitan su manipulación, como por ejemplo, el TEGDMA,
- inhibidores de la polimerización para prolongar la vida útil del material, previniendo el endurecimiento espontáneo de éste 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>(12)</sup>.

Por lo tanto, con el desarrollo de este material trifásico se consiguió aumentar la resistencia mecánica y reducir tanto la contracción de polimerización como el coeficiente de variación dimensional térmica de manera considerable <sup>(13)</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, 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 <sup>(13)</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>(13)</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>(16)</sup>.

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

### **1.1. Clasificación de las resinas compuestas según su sistema de activación**

Las resinas compuestas se pueden clasificar según su sistema de activación de la polimerización, en virtud de lo cual encontramos:

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

### **1.2. Clasificación de las resinas compuestas según el tipo de relleno**

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

- Dificultad de lograr una superficie pulida adecuada. Esto se debe 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>(12, 13)</sup>.
- Baja cantidad de relleno (45% aprox.)

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 0.04 - 0.06 micrones de diámetro. Las partículas de relleno ultrafinas, por su tamaño, incrementan en gran medida el área de su superficie en contacto con la resina monomérica, 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. La característica más destacable de estas resinas compuestas es la excelente terminación superficial que pueden lograr, lo que permite obtener una estética excepcional, además que poseen una gran resistencia al desgaste. Es por esta razón que estos materiales se reservaron especialmente para restauraciones en el sector anterior donde además no se requiere una gran resistencia mecánica <sup>(11, 13, 17)</sup>.

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 <sup>(18, 19)</sup>. Presentan dos tipos de partícula de relleno, micropartículas de 0.04 micrones y macropartículas de 1 a 5 micrones, constituyendo aproximadamente un 75 a 80% su peso de la resina compuesta <sup>(11, 20)</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 micropartículas de relleno de 0.04 micrones, y minipartículas de 0.4 y 1 micrones. Presenta muy buenas propiedades estéticas, una alta capacidad de pulido y buena resistencia a la abrasión <sup>(11, 16)</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>(19)</sup>.

Se ha mencionado 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. Coeficiente de Variación dimensional térmica: Es el cambio de volumen 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, 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 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 <sup>(21)</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>(16)</sup>.

En el caso de las resinas compuestas la matriz orgánica de la resina y el relleno inorgánico son malos conductores térmicos, por lo tanto, ante cambios térmicos pasajeros la restauración no cambiará de temperatura. 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 térmica del cuarzo que éstas poseen, y a la mayor probabilidad de contacto partícula - partícula que existe al utilizar rellenos de mayor tamaño <sup>(16)</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 <sup>(18)</sup>.

La matriz orgánica es la principal responsable de la adsorción de agua, y por esto las resinas compuestas de microrrelleno son más propensas a los cambios de color a causa de los pigmentos hidrosolubles que penetran en la matriz de resina <sup>(16)</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 volumétrico de la fracción 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>(21)</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>(20)</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 éstas 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>(22)</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 esa vía presentará algún grado de contracción <sup>(13)</sup>.

La contracción que experimentan las resinas compuestas al polimerizar dependerá del tamaño y de la cantidad de los monómeros, la que puede incidir en una separación del material restaurador con las paredes cavitarias, generando una brecha a través de la cual se producirá un problema de filtración marginal <sup>(23)</sup>.

Mientras más grande sea la molécula monomérica, menor será la contracción por unidad de volumen. 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>(11)</sup>. Como se señaló anteriormente, la contracción del material se traduce clínicamente en problemas a nivel del sellado marginal de la resina compuesta, lo que 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 significativa, lo que se traduce en un fracaso clínico.

Para minimizar lo más posible el efecto de la contracción de polimerización, se debe lograr una buena adhesión de la restauración a los tejidos dentarios, de manera que la interfase existente entre material restaurador y diente disminuya.

Además, debemos intentar guiar la contracción de polimerización mediante la ubicación de la luz de fotoactivación. Sin embargo, esto ha sido cuestionado en

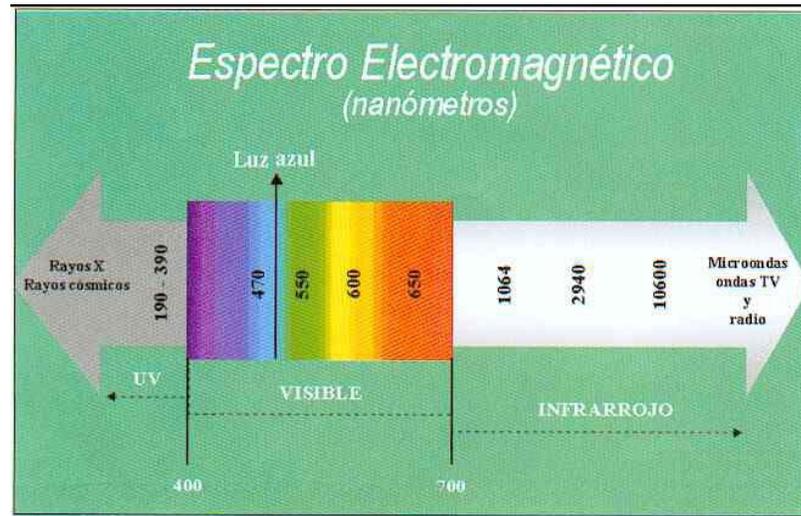
la actualidad, planteándose que no siempre las resinas compuestas se contraen hacia la luz de fotocurado <sup>(17)</sup>.

Por otro lado, 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>(8)</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 10 cm. de la restauración, generando de esta manera, una iluminación de baja intensidad. Luego de un corto periodo de tiempo sin iluminar, 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>(11)</sup>.

Por otra parte, las lámparas L.E.D., poseen la cualidad de ir incrementando su potencia en forma automática en los primeros cinco segundos de exposición, con lo que el material restaurador lograría una mejor adaptación marginal <sup>(7, 11)</sup>.

Como ya se ha descrito, la reacción química mediante la cual se logra la solidificación de las resinas compuestas se denomina polimerización. El principio de la fotopolimerización, consiste en la activación mediante energía lumínica, de los compuestos químicos fotoiniciadores existentes en la fórmula de un material, los cuales desencadenarán la reacción química de transformación del producto inicial al producto final deseado. Esta energía lumínica a su vez, dependerá de la potencia y del tiempo de actuación <sup>(14)</sup>.

El espectro de las radiaciones electromagnéticas, comienza con valores inferiores al nanómetro, con los rayos cósmicos y se extiende hasta valores superiores al metro como las ondas de radio o televisión. Entre ambos extremos se encuentra el espectro de la llamada luz visible. (Fig. N° 1)



**Fig. Nº 1.** Espectro Electromagnético tomado de Cabanes Gumbau G. (2003). Quintessence

Su rango está entre los 400 y 700 nm aproximadamente, con las radiaciones que se perciben como violetas en el límite inferior y las rojas en el superior <sup>(5, 32)</sup>.

En el caso de los materiales en los que la reacción de polimerización se realiza dentro de la cavidad bucal, la radiación a emplear debe reunir ciertas características, como el no tener una longitud de onda reducida (Ej: ultravioleta), ya que estas son incompatibles con la seguridad biológica que el trabajo requiere, por lo que pueden ser absorbidas por los tejidos y células a los que dañan de diversa forma.

La luz ultravioleta fue el primer tipo de fuente lumínica utilizada para la fotoactivación de composites en 1976, aunque fue rápidamente reemplazada por otros sistemas debido a su escasa capacidad de penetración y riesgos de lesiones oculares y cutáneas ante exposiciones prolongadas <sup>(33, 34, 35)</sup>.

Las radiaciones de muy larga longitud de onda, como las infrarrojas y aun las rojas, son absorbidas significativamente por el agua y las sustancias que la contienen como los tejidos vitales, produciendo una elevación de la temperatura que puede no ser compatible con la salud de los tejidos <sup>(34)</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 un 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 y al juntarse ambas, se inicia una reacción de radical libre <sup>(14)</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 reaccionará con el monómero, que posee un enlace doble de carbono (C=C), el que al ser desdoblado dará 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 sólo terminará cuando dos radicales complejos estén próximos<sup>(8)</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 cavitaria pudiendo reaccionar con los radicales libres desprendidos de la reacción de polimerización<sup>(13)</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. Éstas reaccionarán con la amina y formarán radicales libres. Por lo tanto, mientras mayor sea la intensidad de luz, mayor sería la extensión de la polimerización de la resina compuesta<sup>(8)</sup>.

### **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 100 °C emite energía de calor en la 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 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 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 para disipar el

calor <sup>(26)</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, 14)</sup>. Para la mayoría de los sistemas de resina compuesta, el fotoiniciador utilizado es una Canforquinona, la cual posee un peak de excitación a los 468 nm. Por lo tanto, la fotoactivación de la resma 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 <sup>(8)</sup>.

3.2. Lámparas de arco de plasma: El plasma corresponde a materia gaseosa fuertemente ionizada con igual número de cargas libres positivas y negativas <sup>(24)</sup>. Las lámparas de plasma poseen dos 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 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>(9, 10)</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. Sin embargo, tras diversos estudios se logró determinar que exposiciones de un segundo no lograban polimerizar las resinas compuestas. 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>(10)</sup>.

3.3. Lámparas láser: El término láser significa “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” <sup>(8)</sup>. Al desarrollarse fuentes lumínicas de tipo láser, compatibles con el espectro de luz requerido por los fotoiniciadores de los sistemas de resma 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>(8)</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

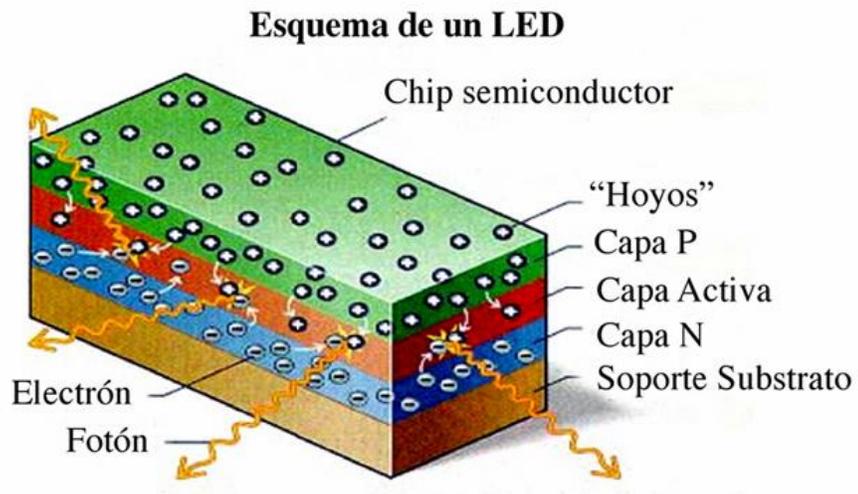
dentarios <sup>(8)</sup>. No obstante, actualmente su uso es muy cuestionado debido a sus efectos deletéreos en las propiedades finales de las resinas compuestas y por la dificultad para polimerizarlas dado que su espectro de luz está por sobre el peak de excitación de las canforquinonas <sup>(14, 15)</sup>.

Los efectos deletéreos corresponden a la gran contracción de polimerización que alcanzan las resinas polimerizadas con estas lámparas, ya que éstas generan una luz de alta intensidad por encima de los 1.900 mW/cm<sup>2</sup>. Parece ser que los composites polimerizados con estas lámparas presentan mayor microfiltración comparado con las de halógeno <sup>(42)</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.

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>(27)</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 (Fig. N° 2). Cuando los dos tipos de semiconductores se combinan y se aplica un voltaje, los electrones n- y los “hoyos” de los elementos p-doped se conectan. Esto libera energía en forma lumínica, producto de la excitación de estos electrones <sup>(26)</sup>.



**Fig. N° 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>(6, 7)</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 a 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 la luz que no sea azul, eventualmente se pierde en forma de calor; es por esto que las lámparas halógenas deben tener incorporado en su estructura un ventilador mecánico para evitar su sobrecalentamiento <sup>(28)</sup>.

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 van siendo utilizadas <sup>(28)</sup>.

La lámpara L.E.D., en cambio, no requiere el uso de ampollita. Esto constituye una ventaja considerable sobre la lámpara halógena convencional, ya que habría menor generación de calor y por lo tanto no requiere de un ventilador incorporado en su estructura. El diodo que posee esta lámpara L.E.D. puede durar aproximadamente 10.000 horas.

La lámpara L.E.D. puede ser inalámbrica y recargable, pudiendo en algunos casos ser utilizada 65 minutos en forma continua sin ser recargada. Su potencia oscila entre los 800 y los 1400 mW/cm<sup>2</sup> a pesar de que sólo se necesita 300-400 mW/cm<sup>2</sup> para lograr una buena polimerización <sup>(7)</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>(7)</sup>. 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 las lámparas halógenas convencionales <sup>(7)</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>(8)</sup>. La lámpara es de bajo peso, ergonómica y fácil de limpiar. 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 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>(7)</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 Canforquinona <sup>(8)</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 si fuera de una lámpara halógena convencional <sup>(8, 26)</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.

Sin embargo el problema de las lámparas L.E.D. se produce si se utilizan fotoiniciadores distintos a la Canforquinona en la resina compuesta; en caso de ser así, el peak de absorción del fotoiniciador no coincidirá con aquél 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 Canforquinona como fotoiniciador además de las que si las utilizan <sup>(13)</sup>.

### **Aspectos físico-mecánicos**

Para cuestionar la efectividad de ambas lámparas se pueden comparar resinas compuestas, que sabemos poseen Canforquinona como fotoiniciador, fotopolimerizando éstas con las distintas lámparas y midiendo sus propiedades mecánicas.

Se entiende por propiedades mecánicas a las respuestas elásticas como plásticas, de los materiales bajo influencia de fuerzas externas denominadas cargas <sup>(32)</sup>.

Dentro de las propiedades mecánicas, en el presente estudio se analizarán ensayos de dureza, resistencia a la tensión diametral y resistencia al desgaste o abrasión.

En un sentido muy amplio, se puede definir la dureza como la resistencia que ofrece el material a la indentación o penetración permanente de su superficie. La definición más corriente de sustancias duras y blandas se refiere a su resistencia relativa a la indentación. Por consiguiente, la dureza es una medida de la resistencia a la deformación plástica y se mide como la fuerza por unidad de superficie de indentación. Sin embargo es difícil formular una definición que sea completamente aceptable, ya que cualquier método que suponga la aplicación de fuerzas, implicará mecanismos complejos de estrés o tensión en el material que está siendo evaluado, interviniendo pues varios factores durante un ensayo de dureza <sup>(16)</sup>. La dureza es una de las propiedades mecánicas más demostrativas del comportamiento y durabilidad de las resinas compuestas. La medida de dureza es un método indirecto de evaluación del grado relativo de polimerización <sup>(36)</sup>. El

valor de dureza, denominado número de dureza, depende del método utilizado para su evaluación <sup>(37)</sup>. En realidad, hay tantas durezas como métodos de medida. Además, la dureza es una noción relativa que vale especialmente para la comparación <sup>(38)</sup>.

El método de determinación consiste en hacer penetrar bajo una cierta carga un determinado cuerpo, llamado indentador, dentro de la sustancia a estudiar, e identificar, después de que la carga cese, la penetración, la profundidad de la huella o una magnitud que esté en función de ellas.

La dureza es calculada sobre la base de la geometría de la indentación y es expresada en una de varias escalas. La escala más comúnmente utilizada es la de Vickers. Entre los métodos comunes utilizados para evaluar la dureza, también se incluyen los de Barcol, Knoop, Brinell, Rockwell y Shore A <sup>(31)</sup>.

Otra propiedad mecánica importante de conocer para el éxito clínico de los materiales restauradores es la resistencia al desgaste.

La resistencia al desgaste de las resinas compuestas, ha recibido una gran atención en numerosos estudios clínicos. En general, el proceso de desgaste se

relaciona con el fracaso de la cohesión de los componentes fundamentales de las resinas compuestas de uso odontológicos <sup>(12)</sup>.

La resistencia a la tracción o tensión diametral es un ensayo muy útil para poder cuantificar la resistencia máxima de un cuerpo.

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.

Cuando un material se encuentra en reposo sus átomos tienden a mantener constante una ubicación y distancia entre ellos, lo que es posible porque existen fuerzas de cohesión (uniones) que así lo condicionan.

La acción de cargas produce una modificación de la posición y distancia que hay entre los átomos y moléculas de un material, lo que exteriormente se traduce en un cambio de forma del cuerpo denominada deformación, la que junto

a la tensión está asociada con el comportamiento de los materiales al ser sometidos a fuerzas mecánicas.

Otro término relacionado es el de resistencia final o resistencia máxima, que es la máxima tensión que un material puede soportar antes de fracturarse y se mide en unidades Newton / metros cuadrados ( $\text{N} / \text{m}^2$ ) <sup>(28)</sup>.

Si la carga es suficientemente grande, puede superarse la tensión máxima lo que lleva a la ruptura del cuerpo, que no es nada más que la separación en una determinada zona de los átomos o moléculas que lo componen <sup>(28)</sup>, por lo tanto el valor de la resistencia máxima de un material estará relacionado con las uniones químicas de los átomos y moléculas que lo componen, y cuanto mayores éstas sean, mayor será la resistencia del material. Una alta resistencia mecánica permite que una restauración cumpla sus funciones de manera eficaz, segura y por un período razonable, por lo tanto, el posible fracaso de una restauración no sólo se debe relacionar con las propiedades del material utilizado, sino que también con la forma o fuente con que se polimerizó.

Hay que tener claro que para el estudio de las propiedades mecánicas de cualquier material debemos conocer las tensiones y deformaciones que en ellos producen las fuerzas externas, así como la tensión máxima que pueden soportar.

Cuando una fuerza externa actúa sobre un cuerpo sólido, ocurre una reacción para oponer esta fuerza, la que es igual en magnitud, pero opuesta en dirección a la fuerza externa, lo que está basado en la ley de acción y reacción de Newton. Si esta fuerza aplicada la dividimos por el área sobre la cual actúa en el cuerpo, obtenemos el valor de la tensión producida al interior de la estructura <sup>(27)</sup>.

Entonces para obtener la resistencia máxima de un cuerpo, se debe medir cuanta fuerza se necesita para romperlo, para ello se confecciona un cuerpo cilíndrico denominado probeta y se le somete a una fuerza progresivamente en aumento hasta su ruptura <sup>(28)</sup>. Como esta fuerza puede medirse en unidades como el Newton, es posible saber cuánto resiste una probeta, pero esa cantidad de fuerza está relacionada con el material utilizado y el tamaño de la probeta (mayor tamaño, más fuerza soporta). Para poder obtener un valor que permita comparar resultados obtenidos con cualquier tamaño de probeta, se expresa como tensión, y por lo tanto, la resistencia en función de la superficie (medida, por ejemplo, en metros cuadrados) sobre la cual actúa una fuerza.

Es decir:

$$Tensión = \frac{Fuerza}{Superficie}$$

Las unidades correspondientes serán:

$$Pascal(Pa) = \frac{Newton(N)}{MetroCuadrado(m^2)}$$

Como esta unidad resulta pequeña para las resistencias y tensiones en estudio, se utiliza un múltiplo de ella, el Megapascal (Mpa), que es un millón de veces mayor, o sea, equivale a un millón de Newton por metro cuadrado <sup>(28)</sup>.

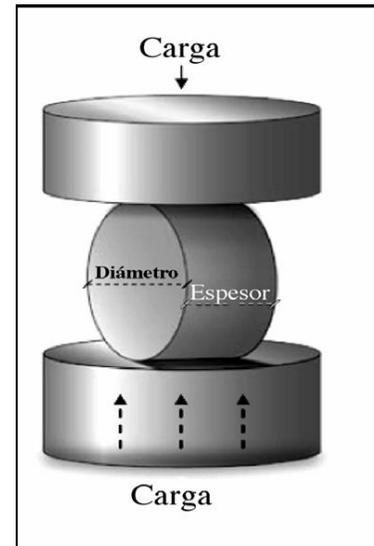
En el caso del Test de tensión diametral la fuerza de compresión vertical que se produce en los cantos de una probeta cilíndrica produce tensión elástica perpendicular al plano vertical que pasa por el centro de ella, y la fractura ocurre a lo largo de este plano vertical. En tal situación, la tensión es directamente proporcional a la carga de compresión aplicada. Esto se calcula de la siguiente forma:

$$Tensión = \frac{2 \cdot P}{\pi \cdot D \cdot T}$$

Dónde  $P$ : Carga de fractura (expresado en Kgf).

$D$ : Diámetro de la probeta (expresado en m).

$T$ : Espesor de la probeta (expresado en m).



Basándonos en todo lo antes descrito y teniendo en cuenta el uso histórico de la lámpara halógena convencional, se pretende determinar si una lámpara tipo L.E.D. logra los resultados superiores que se mencionan en sus especificaciones técnicas al compararla con una lámpara halógena convencional <sup>(7, 13)</sup>.

## **HIPÓTESIS**

Existen diferencias significativas en las propiedades mecánicas de una resina compuesta fluida, fotopolimerizada con una lámpara halógena en comparación con una lámpara L.E.D.

## **OBJETIVO GENERAL**

Determinar in vitro, si existen diferencias significativas en los valores de algunas propiedades mecánicas de una resina fluida polimerizada bajo luz halógena y luz emitida por diodos(LED).

### **OBJETIVOS ESPECIFICOS**

- Determinar la resistencia a la tensión diametral de probetas de resina compuesta fluidas fotopolimerizadas con una lámpara de luz halógena convencional.
- Determinar la resistencia a la tensión diametral de probetas de resina compuesta fluidas fotopolimerizadas con una lámpara de luz tipo LED.
- Determinar la resistencia al desgaste de probetas de resina compuesta fluidas fotopolimerizadas con una lámpara de luz halógena convencional.
- Determinar la resistencia al desgaste de probetas de resina compuesta fluidas fotopolimerizadas con una lámpara de luz tipo LED.
- Determinar la dureza superficial de probetas de resina compuesta fluidas fotopolimerizadas con una lámpara de luz halógena convencional.
- Determinar la dureza superficial de probetas de resina compuesta fluidas fotopolimerizadas con una lámpara de luz tipo LED.
- Analizar comparativamente los resultados obtenidos en los distintos grupos de estudio.

## **MATERIAL Y MÉTODO**

Este trabajo experimental se realizó en el laboratorio de Biomateriales Dentales del Departamento de Odontología restauradora de la Facultad de Odontología y la Sección Materiales Poliméricos y Compuestos del Instituto de Ensayos de Materiales de la Universidad de Chile IDIEM.

En este estudio se midió la resistencia a la tensión diametral, resistencia al desgaste y dureza superficial de una Resina Compuesta fluida (Wave, mv, SDI Australia, color A3) sometida a fotopolimerización con dos unidades distintas, una Lámpara Halógena convencional y una Lámpara tipo L.E.D.

Para el primer grupo se confeccionaron 30 cilindros de Resina Compuesta fluida 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 utilizando una lámpara de fotocurado modelo 3 M, St. Paul, U.S.A por un lapso de 40 segundos.

El segundo grupo de 30 probetas fueron polimerizadas con una lámpara de luz LED RADII SDI, Australia. siguiendo el mismo proceso antes mencionado.

Una vez terminadas las 60 probetas se dejaron en una estufa Heraeus en un ambiente de 100% humedad relativa y temperatura de 37°C, hasta el momento de hacer la prueba mecánica <sup>(30)</sup>.

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

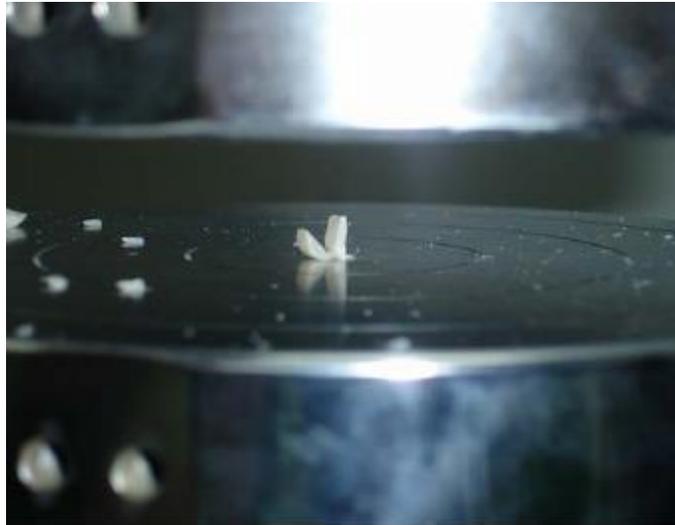
Las muestras perfectamente identificadas fueron sometidas a una fuerza continua de 500 Kg, en una máquina de ensayos universales INSTRON (Figuras 3 y 4 ) con una velocidad de desplazamiento de 1 cm/min. La carga se ejerció sobre su diámetro, generando compresión en el plano de aplicación de la fuerza 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 (Figura 3, 4 y 5).



**Figura N°3**



**Figura N° 4**



**Figura N° 5**

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 la cual se aplica la siguiente formula:

$$\text{Tensión a la tracción: } T_s = \frac{2 \cdot P}{\pi \cdot D \cdot T}$$

Donde:  $P$  = Carga de fractura

$D$  = Diámetro de la probeta

$T$  = Espesor de la probeta

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

$$T = \frac{2 \cdot P[\text{kgf}]}{\pi \cdot 6\text{mm} \cdot 3\text{mm}} = \frac{2 \cdot P[\text{kgf}]}{56,52 \cdot \text{mm}^2}$$

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

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

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.

### **Ensayo de dureza superficial:**

Para este ensayo se utilizaron 20 cuerpos de prueba, 10 para cada grupo en estudio.

Se ocupó un durómetro de marca Shore (Figura 6), con un reloj con una norma Din 53 505 Iso 868, cuyo rango es de 0 a 100.

Se realizó la indentación sobre la superficie de las probetas a una carga constante de 1 kg.



**figura N° 6**

**Ensayo resistencia al desgaste:**

Se utilizaron 20 cuerpos de prueba 10 de cada grupo y se registraron los pesos iniciales en una balanza de precisión analítica electrónica (Swiss Quality, precisa 125A, suiza) y después se procedió a su desgaste en una máquina de pulido metalográfico Stephan-Werke Hameln, modificada para tal efecto, utilizando discos de lija al agua, de carburo silicio N° 600 (Norton, Brasil), ubicando los cuerpos de prueba en el vástago de la máquina, aplicándoles una carga constante de 500 grs. Y girando el disco de lija a 450 rpm por un tiempo de 30

segundos, se utilizó una lija nueva para cada cuerpo de prueba y se refrigeró con agua constantemente.

Luego del desgaste se registró nuevamente su peso.

Con los valores obtenidos de los cuerpos de prueba antes y después de haberlos sometidos a acción abrasiva, se determinó el porcentaje de pérdida de peso, aplicando la siguiente fórmula:

$$P3 = \frac{(P1 - P2) \cdot 100}{P1}$$

Donde:  $P3$ : Porcentaje de pérdida de peso del cuerpo de prueba.

$P1$ : Peso inicial en grs.

$P2$ : Peso final en grs.

Los resultados obtenidos fueron analizados estadísticamente aplicando el test de t de Student, comparando posteriormente ambos grupos entre sí.

Las diferencias fueron consideradas significativas si el valor de la probabilidad ( $p$ ) resulta inferior al 5% ( $p < 0.05$ ) para establecer si se valida o rechaza la hipótesis.

## **RESULTADOS**

Los resultados obtenidos para ambas lámparas de fotocurado fueron tabulados y graficados detallándose a continuación.

### **Tensión diametral:**

En la Tabla N° I se muestran los resultados obtenidos en Mpa para los cuerpos de prueba correspondientes a las probetas polimerizadas con lámpara halógena convencional y L.E.D. respectivamente.

**Tabla N° I. Resistencia a la tensión diametral (MPa)**

<b>Muestra N°</b>	<b>Lámpara convencional (MPa)</b>	<b>Lámpara L.E.D. (MPa)</b>
1	48,09	59,44
2	48,09	61,96
3	48,09	75,05
4	56,85	49,45
5	39,85	54,45
6	42,10	63,04
7	46,91	52,64
8	53,55	72,32
9	51,26	57,44
10	54,01	53,50
<b>Promedio</b>	<b>48,88</b>	<b>59,93</b>

Gráfico N° 1

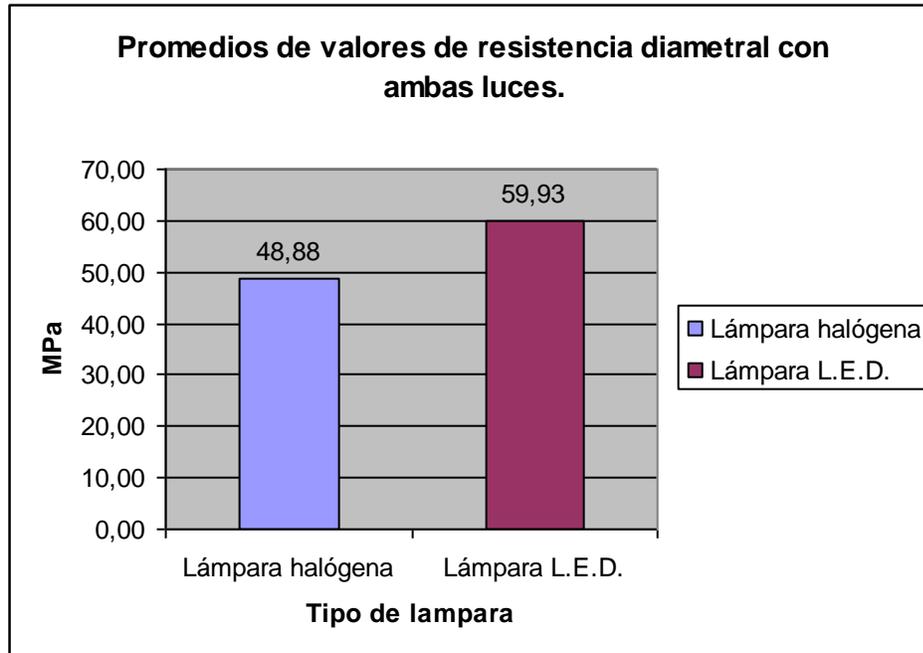


Tabla N° II. Resistencia a la tensión diametral (MPa)

Grupo	N° de Muestras	Promedio	Desviación Estándar	S.E.M.
Lámpara halógena	10,00	48,88	5,28	1,67
Lámpara L.E.D.	10,00	59,93	8,41	2,66

**Dureza superficial:**

En la tabla N° III se muestran los resultados obtenidos en dureza Shore A para los cuerpos de prueba de resina fluida, del grupo N° 1

**Tabla N° III. Dureza Superficial (Shore A)**

<b>Muestra N°</b>	<b>Lámpara convencional Dureza Shore A</b>	<b>Lámpara L.E.D. Dureza Shore A</b>
<b>1</b>	96,00	97,00
<b>2</b>	95,00	98,00
<b>3</b>	97,00	97,00
<b>4</b>	97,00	98,00
<b>5</b>	96,00	98,00
<b>6</b>	98,00	98,00
<b>7</b>	95,00	97,00
<b>8</b>	95,00	98,00
<b>9</b>	96,00	98,00
<b>10</b>	95,00	97,00
<b>Promedio</b>	<b>96,00</b>	<b>97,60</b>

Gráfico N° 2

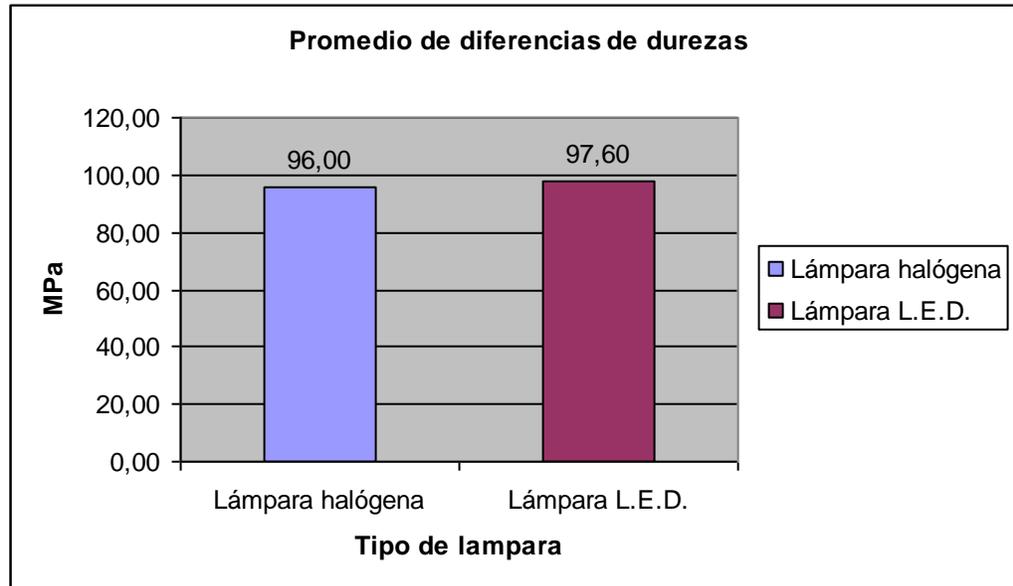


Tabla N° IV. Dureza Superficial Shore A.

Grupo	N° de Muestras	Promedio	Desviación Estándar	S.E.M.
Lámpara halógena	10,00	96,00	1,05	0,33
Lámpara L.E.D.	10,00	97,60	0,52	0,16

**Resistencia al desgaste:**

Los resultados obtenidos antes y después de ser sometidas las probetas a desgaste, se tabularon y se muestran a continuación:

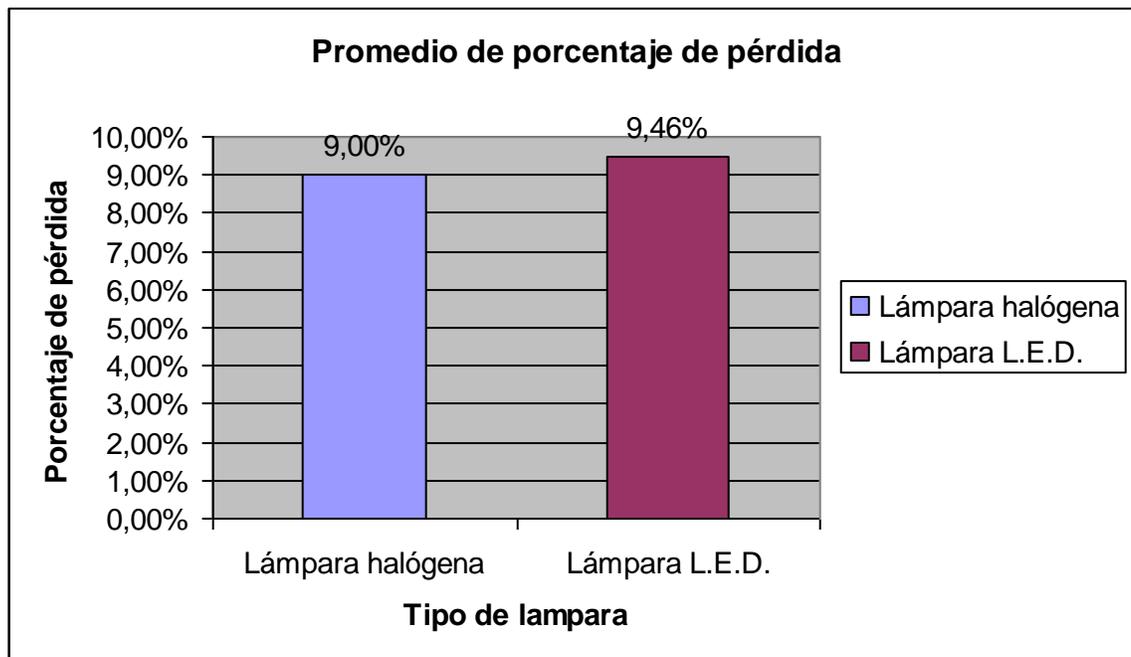
**Tabla N° V.** Resistencia al Desgaste Grupo 1 polimerizada con lámpara convencional halógena.

<b>GRUPO 1 Lámpara convencional</b>	<b>Peso inicial (gr.)</b>	<b>Peso final (gr.)</b>	<b>Diferencia de pérdida (gr)</b>	<b>% pérdida</b>
<b>1</b>	0,150	0,136	0,014	9,333%
<b>2</b>	0,147	0,133	0,014	9,524%
<b>3</b>	0,151	0,136	0,015	9,934%
<b>4</b>	0,149	0,136	0,013	8,725%
<b>5</b>	0,148	0,137	0,011	7,432%
<b>6</b>	0,151	0,139	0,012	7,947%
<b>7</b>	0,149	0,134	0,015	10,067%
<b>8</b>	0,152	0,138	0,014	9,211%
<b>9</b>	0,152	0,137	0,015	9,868%
<b>10</b>	0,151	0,139	0,012	7,947%
<b>PROMEDIO</b>	<b>0,150</b>	<b>0,137</b>	<b>0,0135</b>	<b>8,999%</b>

**Tabla N° VI.** Resistencia al Desgaste Grupo 2 polimerizada con lámpara L.E.D.

<b>GRUPO 2 Lámpara L.E.D.</b>	<b>Peso inicial (gr.)</b>	<b>Peso final (gr.)</b>	<b>Diferencia de pérdida (gr.)</b>	<b>% pérdida</b>
1	0,135	0,121	0,014	10,370%
2	0,153	0,137	0,016	10,458%
3	0,147	0,131	0,016	10,884%
4	0,149	0,135	0,014	9,396%
5	0,144	0,131	0,013	9,028%
6	0,146	0,135	0,011	7,534%
7	0,150	0,135	0,015	10,000%
8	0,146	0,132	0,014	9,589%
9	0,142	0,130	0,012	8,451%
10	0,147	0,134	0,013	8,844%
<b>PROMEDIO</b>	<b>0,146</b>	<b>0,132</b>	<b>0,0138</b>	<b>9,455%</b>

**Gráfico N° 3**



**Tabla N° VII.** Valores promedio de la Resistencia al Desgaste

<b>Grupo</b>	<b>N° de Muestras</b>	<b>Promedio</b>	<b>Desviación Estándar</b>	<b>S.E.M.</b>
<b>Lámpara halógena</b>	10,00	0,0135	0,0014	0,00
<b>Lámpara L.E.D.</b>	10,00	0,0138	0,0016	0,00

**Análisis de resultados****Tensión Diametral:**

Los valores obtenidos fueron sometidos al Test de t Student y presentaron diferencias estadísticamente significativas con un  $p= 0.02$

**Dureza Superficial:**

Los valores obtenidos fueron sometidos al Test de t Student y presentaron diferencias estadísticamente significativas con un  $p= 0.00$

**Resistencia al Desgaste:**

Los valores obtenidos fueron sometidos al Test de t Student y no presentaron diferencias estadísticamente significativas con un  $p= 0.66$

## **DISCUSIÓN**

La profundidad de polimerización puede variar de acuerdo a diversos factores, dentro de los cuales encontramos los inherentes a la técnica de fotopolimerización, como son: Tiempo de activación, potencia o intensidad de la luz emergente, etc. Además de los inherentes al material propiamente tal.

Al analizar los resultados estadísticos obtenidos para una misma resina compuesta fluida, fotopolimerizada con una u otra lámpara, se observaron valores de dureza y tensión diametral significativamente mayores con lámpara tipo L.E.D. en comparación con la lámpara halógena convencional. Esto se puede explicar fundamentalmente debido a que esta resina compuesta que posee Canforquinona absorbe energía en un espectro de luz visible entre 400 y 500 nm, con un peak ideal de 468 nm.<sup>(8)</sup> Este valor coincide casi en su totalidad, con el espectro de luz emitido por la lámpara tipo L.E.D.<sup>(8)</sup> Esto se traduciría en una mayor eficiencia de fotoactivación y por lo tanto una mayor polimerización. Estos resultados concuerdan con los estudios realizados por Mills et al. 1999<sup>(3)</sup> en donde obtuvieron una mayor profundidad de polimerización con una lámpara tipo L.E.D., en comparación con una lámpara halógena convencional. Dichos investigadores atribuyen los valores obtenidos, en cierta medida, a los tipos de fotoiniciadores

presentes en los materiales. De igual manera los investigadores Fujibayashi et al. 1998 <sup>(39)</sup>, concluyen que la lámpara tipo L.E.D. logra una profundidad de polimerización significativamente mayor que la lámpara halógena convencional al utilizar una misma potencia para ambas lámparas <sup>(28)</sup>.

La densidad de polimerización sería otro factor clave que explicaría mejores propiedades mecánicas de la resina compuesta fotopolimerizada con L.E.D. ya que la lámpara halógena convencional utilizada en este estudio no posee un aumento gradual de la potencia dado que su protocolo de polimerización es de tipo continuo, es decir, emiten luz a máxima intensidad desde el momento que se encienden; no así la lámpara L.E.D., que posee la cualidad de ir incrementando su potencia en forma automática .

Los estudios comparativos entre tiempo e intensidad y su efecto sobre la dureza de composites, tracción diametral, flexión, modulo de flexión y grado de conversión y tensión indican in vitro que se obtienen mejores propiedades físicas del composite aumentando el tiempo y disminuyendo su intensidad.

Esta reducción en la intensidad, retarda la polimerización permitiendo la formación de cadenas de polímeros más largas y se permite reducir y aliviar las tensiones a través de las paredes libres de composite <sup>(40, 41)</sup>.

Cabe destacar que en el ensayo de resistencia al desgaste no se obtuvo diferencias significativas entre las probetas fotopolimerizadas con lámpara L.E.D. versus la lámpara halógeno, esto se explica debido a que la resistencia al desgaste no guarda relación con la resistencia mecánica del composite, sino que con la cantidad, el tamaño de las partículas de relleno y secundariamente de la polimerización de las resinas <sup>(12)</sup>.

## **CONCLUSIONES**

A la luz de los resultados obtenidos en este estudio podemos concluir que:

- En el ensayo de tensión diametral existen diferencias estadísticamente significativas.
- En el ensayo de dureza superficial existen diferencias estadísticamente significativas.
- En el ensayo de resistencia al desgaste no existen diferencias estadísticamente significativas.
- Pese a que no existieron diferencias estadísticamente significativas en los tres estudios, todos los valores promedio de la lámpara L.E.D. fueron superiores a los de la lámpara halógena.

## **RESUMEN**

En este trabajo se realizó un estudio comparativo *in vitro*, en el que se comparó la dureza superficial Shore A, la resistencia a la tracción diametral y resistencia al desgaste de una resina fluida polimerizadas con dos diferentes luces.

Se crearon 60 probetas de Resina compuesta Fluida, las cuales fueron fotopolimerizadas por 40 segundos, 30 de ellas se fotopolimerizaron con lámpara halógena y 30 con lámpara de L.E.D.

Las muestras se dividieron en 3 grupos de 20 probetas cada uno, 10 de las cuales habían sido polimerizadas con lámpara de L.E.D y 10 con lámpara halógena convencional.:

El primer grupo fue sometido a una prueba de tensión diametral; el segundo grupo fue sometido a pruebas de dureza superficial Shore A; y el tercer grupo se sometió a pruebas de resistencia al desgaste.

Analizando los resultados obtenidos mediante el Test t de Student se concluyó que existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la tensión diametral y dureza superficial. Respecto a la resistencia al desgaste no existió diferencia estadísticamente significativa.

## **BIBLIOGRAFÍA**

1. **DIAZ JOSÉ.** “ Estudio comparativo in Vitro de la resistencia adhesiva de tres Resinas Compuestas con nanorelleno”. Trabajo de Investigación para optar al título de Cirujano Dentista, Facultad de Odontología, U. De Chile. 2004
  
2. **KENNETH J. ANUSAVICE, DMD. Phd.** Décima edición, Mc graw- Hill interamericana editores, S.A de C.V 1998, pp 283-284.
  
3. **MILLS ,R. W., JANDT, K. D., ASHWORT, S. H.,** “ Dental composite 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:** Guidelines on the use of ultraviolet radiation in dentistry. J.A.D.A,Vol 92, April 1976.pp: 775-776.
  
5. **GUMBAU, C.,** “Fuentes lumínicas para la fotoactivación en odontología”.2004  
<http://www.blanqueamientodental.com/fuentes%20lumínicas.html>

6. **SARAVIA, M.**, “Una nueva propuesta e innovadora propuesta tecnológica para la fotopolimerización de materiales dentales: Luz emitida por diodos (LED)”. 2002. <http://www.odontología-online.com/casos/part/MAS/MAS02/mas02.html>
7. **RADII**. Información técnica de la lámpara de fotoactivación LED, SDI, Australia. 2004.
8. **VILLARROEL, M.**, “Fotoactivación de resinas compuestas y conceptos afines”. 2003. <http://www.materialesdentales.cl/artcient/art01-sep03/>
9. **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/>
10. **RUEGGERBERG, F.A.**, “From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry”. J. Prosth Dent. 87(4): 364-79. Apr 2002.
11. **MARTINEZ, M.:**” Estudio comparative in vitro de la resistencia a la tensión diametral de una resina compuesta fotopolimerizada con una lámpara

L.E.D y una lámpara halógena convencional”. Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano-dentista. Universidad de Chile. Santiago. 2005.

12. **STURDEVANT, C.M., ROBERSON, T., HEYMANN, H., STURDEVANT, J.** “Operatoria dental” Tercera edición, Harcourt Brace, Madrid España. 1999. pp:253-265. Cap. 6.

13. **NODARSE. M.** “Composición y clasificación de los composites dentales restaurativos”. 1998.

14. **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.

15. **EHRMANTRAUT, M., BADER, M.**, “Unidad de resinas compuestas”. 2002. Texto de la Asignatura de Biomateriales Odontológicos, Facultad de Odontología, Universidad de Chile.

16. **CRAIG, R.**, “Materiales Dentales restauradores” Séptima edición. Editorial Mundi S.A.I.C y F. 1998. pp 237-266. Cap 19. pp: 41-90 Cap. 3.

17. **PHILLIPS, R.**, “La ciencia de los materiales dentales”. Octava edición. Interamericana. 1987. pp: 226-260. Cap 14.

18. **ANUSAVICE, K. J.** “Ciencia de los materiales dentales” Décima edición. McGraw-Hill Interamericana, 1998. pp:238-311. Cap 12.

19. **PRODUITS DENTAIRE S.A.**, “Chemical cure Irbid composite”. 2004. pp 63-64. [www.pdsa.ch/Catalog/chap3\\_1f.pdf](http://www.pdsa.ch/Catalog/chap3_1f.pdf)

20. **SDI.** Información técnica de sistemas de composite híbridos y nanohíbridos Australia. 2004.

21. **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.

22. **OLIVARES, R.**, “Grado de infiltración marginal existente entre el diente y las restauraciones de resina compuesta frente a distintos patrones de fotopolimerización” Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano dentista. Universidad de Chile. Santiago-Chile 2001.pp:11-27.

23. **RODRÍGUEZ, R.**, “Resinas compuestas en el futuro”. 2002.  
<http://www.odontología-online.com/casos/part/RA/RA03/ra03html>

24. **HALAS DENTAL LIMITED, SHALFOON LIMITED., VOCO ADMIRA PRODUCE** Description 2002. <http://www.halas.com.au/Web/TechPprs.nsf>

25. **F, ÖZER., ÜNLÜO., A SENGUN., Y, SENER., 2004**, “0055 Volumetric Polymerization Shrinkage and water Sorption of restorative Resin Materials”.  
[http://iadr.confex.com/iadr/2004Hawaii/techprogram/abstract\\_42744.htm](http://iadr.confex.com/iadr/2004Hawaii/techprogram/abstract_42744.htm)

26. **3M ESPE. “Elipar™ FreeLight 2**. Lámpara de fotopolimerización LED”.  
Perfil técnico del producto. 2004.

27. **LÁZARO, M.**, “Procedimiento para polimerizar diodos LED en los Demon Eyes” . 2004. <http://usuarios.Lycos.es/diodos.htm>

28. **YOON, T. ET AL.**, “Degree of polymerization of resin composites by different light sources”. J. Oral rehabil. 2002 Dec; 29 (12): 1165-73.

29. **MEYER, G.R., ERNST, C-P., WILLERSHAUSEN, B.**, “Decrease in power output of new light – emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface”. J Adhes Dent. 2002; 4: 197 – 204.

30. **RAMIREZ 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. **SCHMIDSEDER J.** “Fundamentos de la polimerización” en Atlas de Odontología Estética. Ed. Masson. Barcelona. 1999.

32. **MACCHI R.L.** “Unidades para fotopolimerización” en Materiales Dentales. 3º Edición. Ed. Panamericana. Buenos Aires 2000. Pag: 97-102.

33. **SUÑOL L., CID A. Y GASENI M.** "Sistema de polimerización mediante radiaciones ionizantes de gas xenón. Luz plasma". Quintessence 1999 (ed.esp.); 12(5): 317-20.

34. **ALBERS H.** "Efectos secundarios de la luz de polimerización" en Odontología Estética. 1ª ed. Labor S.A. 1988.

35. **ROTH F.,** "Lámparas de Fotopolimerización" en Los Composites. Ed. Masson S.A. 1994.

36. **DEWALD J.P. y FERRACANE J.L.** "A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites". J. Dent. Res 1987.. 66: 307-311.

37. **McCABE J.F.** "Propiedades utilizadas para caracterizar los materiales" en Anderson. Materiales de aplicación dental. 1ª ed. Barcelona. Ed. Salvat. 1988: 5-26.

38. **BURDAIRON G.** "Propiedades mecánicas de los biomateriales" en Manual de Biomateriales Dentarios. 1ª ed. Barcelona. Ed. Masson. 1991: 33-52.

39. **FUJIBAYASHI, K., ISHIMARU, K., KOHNO, A.**, “A study on light activation units using blue light-emitting diodes”. *J Jpn Dent Pres Acad.* 1996; 39: 180-188.

40. **KANCA III J, SUH B.**, “Pulse activation: Reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins”. *Am J Dent* 1999; 12: 107-12.

41. **GORACCI G, MORI G, de MARTINAS LC.**, “Influence of light intensity and marginal leakage of resin composite restorations”. *Quintessence Int* 1996;27:355-62.

42. **CHRISTENSSEN RP, PALMER TM, PLOEGER BJ, ET AL.** Resin polymerization problems. Are they caused by resin curing lights, resin formulations, or both? *Compendium 1999 (Suppl. 25);20:S42-S54.*

