

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

ESTUDIO COMPARATIVO *IN VITRO* DE LA RESISTENCIA A LA TENSION
DIAMETRAL DE UNA RESINA COMPUESTA FOTOPOLIMERIZADA CON UNA
LAMPARA L.E.D. Y UNA LAMPARA HALOGENA CONVENCIONAL.

MAURICIO ANDRES MARTINEZ VILLAVICENCIO

TRABAJO DE INVESTIGACION
REQUISITO PARA OPTAR AL TITULO DE
CIRUJANO DENTISTA

TUTOR PRINCIPAL
PROF. DR. MARCELO BADER MATTAR

TUTOR ASOCIADO
PROF. DR. ROBERTO BAEZA WEINMANN

SANTIAGO – CHILE
2005

AGRADECIMIENTOS

- A Dios.
- A mi familia, los amo.
- Al Doctor Marcelo Bader, mi amigo.
- Al Doctor Roberto Baeza y al Doctor Manuel Ehrmantraut siempre dispuestos a ayudar.
- Al señor Carlos Yañes, Facultad de Ingeniería, por su desinteresada colaboración.
- A Ricardo Muñoz, mi amigo.

INDICE

INTRODUCCION.....	1
ASPECTOS TEORICOS.....	4
HIPOTESIS.....	29
OBJETIVO GENERAL.....	30
OBJETIVOS ESPECIFICOS.....	31
MATERIAL Y METODO.....	32
RESULTADOS.....	34
ANALISIS DE RESULTADOS.....	37
DISCUSION.....	38
CONCLUSIONES.....	40
RESUMEN.....	41
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.....	43

INTRODUCCIÓN

Las resinas compuestas constituyen, en la actualidad, uno de los materiales dentales de mayor uso y desarrollo en el ámbito odontológico a nivel mundial. Esto se debe principalmente a sus cualidades estéticas y a su cómoda manipulación directa sobre las preparaciones cavitarias.⁽¹⁾ Estos materiales poseen la cualidad de adherirse a los tejidos dentarios mediante un adhesivo, lo cual permite realizar preparaciones cavitarias más conservadoras sin la necesidad de recurrir al uso de elementos retentivos. Esto resulta en una menor pérdida de tejido sano, ya que la preparación se limita solamente al tejido dañado.⁽²⁾

Las resinas compuestas de obturación directa son manipuladas y llevadas a las preparaciones cavitarias en estado plástico, y luego endurecen mediante una reacción química de polimerización. Actualmente, luego de un largo proceso de desarrollo y avance, se utilizan materiales que polimerizan tras sufrir un proceso de fotoactivación mediante una fuente lumínica.

Históricamente, como sistema de activación lumínico, la luz ultravioleta fue la primera en ser utilizada en la década de los años setenta, pero ésta fue rápidamente desplazada por su escasa capacidad de penetración, lentitud de polimerización y riesgo de dermatosis o lesión ocular.⁽³⁾ Una vez discontinuada la luz ultravioleta como sistema de activación, se desarrolló un mecanismo de activación mediante luz visible. Esta se puede emitir de distintas fuentes o mecanismos y que a través del tiempo han ido evolucionando para optimizar los resultados del material polimerizado.

En virtud de lo anterior, se han desarrollado diferentes tipos de aparatos, los cuales se pueden clasificar de acuerdo al siguiente esquema:

1. Lámparas halógenas: las que pueden ser convencionales (hasta 400-500 mW/cm²) y de alta intensidad o potencia (sobre 500 mW/cm²).
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. Esta lámpara 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. Dicho haz activará al fotoiniciador para permitir la polimerización del material.^(4, 5)

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.

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. con un peak en los 460 nm.,⁽⁶⁾ lo que permite activar al fotoiniciador y producir la polimerización del material.⁽⁵⁾

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.⁽⁷⁾ 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.⁽⁷⁾ 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/cm², a pesar de que sólo se necesita 300-400 mW/cm² para lograr una buena polimerización.⁽⁶⁾ 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.⁽⁶⁾ 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.

En virtud de lo anterior, a través del presente estudio se pretende evaluar comparativamente la resistencia mecánica de una resina compuesta que sabemos, posee Canforquinona como molécula fotosensible, al ser polimerizadas con una lámpara L.E.D. y una lámpara halógena convencional.

ASPECTOS TEÓRICOS

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.^(8,9)

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.⁽⁸⁾

Los primeros materiales restauradores estéticos utilizados se basaron en cementos de silicato. Estos cementos se obtenían haciendo reaccionar ácido fosfórico con partículas de vidrio.⁽¹⁰⁾ 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.⁽³⁾

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.^(10,11)

En el año 1962, el Dr. Rafael L. Bowen introduce, en reemplazo del metacrilato de metilo, un monómero de alto peso molecular llamado monómero de dimetacrilato o BIS-GMA.^(8,10) 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.^(3, 8, 10)

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.⁽¹²⁾

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.^(10, 12, 13)

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.^(10, 11)

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.^(3, 10-12)

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.^(10, 12)

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, 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.⁽¹⁰⁾

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.⁽¹¹⁾

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.⁽¹¹⁾

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.⁽¹¹⁾

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.⁽¹⁴⁾

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 de activación dual
- D. Resinas compuestas termoactivadas

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:

- porosidad superficial, lo que se produce al quedar aire atrapado dentro de la resina compuesta durante su manipulación;
- 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.^(10, 11)

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 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.^(11, 12, 15) 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 estos materiales se reservaron especialmente para restauraciones en el sector anterior donde además no se requiere una gran resistencia mecánica.^(11, 12, 15)

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.^(16, 17) El tamaño de partícula de relleno en estas resinas híbridas oscila entre 0.04 – 5 micrones, constituyendo aproximadamente un 75 a 80% su peso de la resina compuesta, pero el tamaño promedio está por sobre el micrón.^(12, 18)

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 hasta 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.^(12, 14)

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.⁽¹⁷⁾

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. Coefficiente 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.⁽¹⁹⁾ 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 1cm^2 .⁽¹⁴⁾

En el caso de las resinas compuestas 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 térmica del cuarzo que éstas poseen, y a la mayor probabilidad de contacto partícula – partícula que existe al utilizar rellenos de mayor tamaño.⁽¹⁴⁾

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 sorción acuosa y por ende su expansión higroscópica.⁽¹⁶⁾

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.⁽¹⁹⁾

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.⁽¹⁹⁾ 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.⁽²⁰⁾

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 variación dimensional.⁽¹¹⁾

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.

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.⁽⁹⁾ 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.⁽¹⁵⁾

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.⁽⁷⁾ 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.⁽¹²⁾

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.^(6, 12)

Como ya se ha descrito, 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 mediante una activación química, activación por luz ultravioleta, activación por luz visible o activación por calor.⁽³⁾

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 354 nm. Con esto se le otorgaba suficiente energía a las partículas fotoiniciadoras en la resina compuesta para producir radicales libres, iniciando de esta forma, el proceso de polimerización.⁽³⁾

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.⁽³⁾

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.⁽³⁾ 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.⁽⁷⁾

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.⁽¹²⁾

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.⁽⁷⁾

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 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 para disipar el calor.⁽²²⁾ 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.^(3, 4, 5) 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 resina compuesta se produce justamente frente a esta longitud de onda. Por ello, toda luz emitida por sobre o debajo de los 468 nm. eventualmente se pierde como calor.^(7, 12)

3.2. Lámparas de arco de plasma: El plasma corresponde a materia gaseosa fuertemente ionizada con igual número de cargas libres positivas y negativas.⁽²³⁾ 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.^(8, 12) 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.⁽¹²⁾ Sin embargo, tras diversos estudios se logró determinar que exposiciones de un segundo no lograban polimerizar las resinas compuestas.⁽¹²⁾ 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.^(8, 12)

3.3. Lámparas láser: El término láser significa “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation”.⁽⁷⁾ 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.⁽⁷⁾ 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.⁽⁷⁾ 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 peca de excitación de las canforquinonas.^(3, 13)

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.⁽²⁴⁾ 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.⁽²²⁾

Este nuevo sistema de fuente lumínica aparece en el mercado odontológico alrededor del año 1995. Las lámparas tipo L.E.D. emiten una luz azul entre 440-490 nm., con un peak de 460 nm., permitiendo activar al fotoiniciador y producir la polimerización del material.^(5, 6) 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.⁽²⁵⁾

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.⁽²⁵⁾

La lámpara L.E.D., en cambio, no requiere el uso de ampolleta. 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.⁽¹²⁾

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/cm², a pesar de que sólo se necesita 300-400 mW/cm² para lograr una buena polimerización.⁽¹²⁾ 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.^(6, 12) 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.^(6, 12) 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.⁽⁷⁾ 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.;⁽⁶⁾ 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.⁽⁷⁾ 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.^(7, 26) 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 sí las utilizan.⁽¹²⁾

Aspectos físico-mecánicos

Para cuestionar la efectividad de ambas lámparas se pueden comparar resinas compuestas, que sabemos posee Canforquinona como fotoiniciador,⁽²⁷⁾ fotopolimerizando éstas con las distintas lámparas y midiendo alguna de sus propiedades mecánicas.

Se entiende por propiedades mecánicas a las respuestas medidas tanto elásticas (reversibles al eliminar la fuerza) como plásticas (irreversibles o no elásticas), de los materiales bajo influencia de fuerzas externas denominadas cargas.⁽²⁸⁾

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.⁽²⁹⁾

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 (N / m^2).⁽²⁹⁾

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,⁽²⁹⁾ 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. La resistencia es una propiedad mecánica que 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

bajo fuerzas aplicadas ahora no solo se debe relacionar con las propiedades del material utilizado, también con la forma o fuente con que éste se hace polimerizar.

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.⁽²⁸⁾

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.⁽²⁹⁾ 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:

$$\underline{\text{Fuerza}} = \text{tensión}$$

Superficie

Las unidades correspondientes serán:

$$\frac{\text{Newton (N)}}{\text{Metro cuadrado (m}^2\text{)}} = \text{Pascal (Pa)}$$

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.⁽²⁹⁾

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:

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

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.^(6, 12)

HIPÓTESIS

Existen diferencias significativas en la resistencia a la tensión diametral de las resinas compuestas fotopolimerizadas con una lámpara L.E.D. y las que son fotopolimerizadas con una lámpara halógena convencional.

OBJETIVO GENERAL

Determinar si existen diferencias significativas en la resistencia a tensión diametral de una resina compuesta al ser fotopolimerizada con una lámpara L.E.D. y con una lámpara halógena convencional.

OBJETIVOS ESPECIFICOS

1. Determinar la resistencia a la tensión diametral de una resina compuesta fotopolimerizada con lámpara L.E.D.
2. Determinar la resistencia a la tensión diametral de una resina compuesta fotopolimerizada con lámpara halógena convencional.
3. Analizar comparativamente los resultados obtenidos.

MATERIAL Y METODO

Este estudio se realizó en los Laboratorios del Área de Biomateriales Dentales del Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile y en el Laboratorio de Mecánica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Chile.

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

Para evaluar la resistencia a la tracción diametral, tanto con la lámpara halógena convencional como con la lámpara L.E.D. se confeccionaron catorce cuerpos de prueba de resina de restauración directa para cada lámpara de fotocurado respectivamente. Las resinas utilizadas en este estudio fueron dos jeringas 3M ESPE Filtext™ Z-250, color A-2, N° LOT 4 PR y N° LOT 4 BR.

Cada cuerpo de prueba se confeccionó utilizando un formador de probetas de acero inoxidable, el cual se llenó de resina compuesta en un solo incremento y eliminando los excesos superficiales utilizando un porta objetos, quedando a ras del dispositivo. Posteriormente, cada material fue fotopolimerizado con la lámpara respectiva, obteniéndose de este modo especímenes de forma cilíndrica de 6mm de diámetro por 3mm de alto.

Con fines de aplicación clínica se utilizaron los tiempos indicados por los fabricantes de las lámparas, los cuales son 25 segundos para la lámpara L.E.D. y 40 segundos para la lámpara halógena convencional. ⁽⁶⁾

Cada cuerpo de prueba fue sometido al Test de tensión diametral. Con esta prueba se determina la resistencia a la tensión diametral, la cual se realiza ejerciendo carga de compresión sobre el diámetro de un cilindro corto. La tensión por compresión genera tensión por tracción en el plano de aplicación de la fuerza. En esta situación la tensión por tracción es directamente proporcional a la carga de compresión aplicada.

Cada cuerpo de prueba se sometió a tensión diametral usando una máquina de ensayo universal INSTRON, disponiéndose cada cuerpo en forma diametral en la platina de carga, para luego ser comprimidas con una fuerza continua de 500 Kg, a una velocidad de desplazamiento de 1cm/min hasta su resistencia máxima, la cual está determinada por el punto más alto alcanzado en la gráfica de registro.

Todos los datos obtenidos de la prueba fueron tabulados y analizados estadísticamente con el Test t de Student.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos para ambas lámparas de fotocurado fueron tabulados y graficados según la resistencia a la tensión diametral alcanzada por los cuerpos de prueba.

La tabla número 1 muestra los valores de la resistencia a la tensión diametral obtenidos para cada uno de los cuerpos de prueba correspondientes fotopolimerizadas con la lámpara convencional y L.E.D. respectivamente.

TABLA N° 1

Resistencia a la tensión diametral (Kgf) Resina 3M ESPE Filtex™ Z-250

Resistencia a la tensión diametral		
Muestra N°	Lámpara Convencional	Lámpara L.E.D.
1	120	210
2	185	185
3	230	170
4	180	280
5	140	195
6	230	170
7	185	245
8	235	185
9	180	155
10	235	125
11	195	235
12	220	210
13	150	185
14	135	150
Promedio	187	193

Para su análisis, estandarización de medidas y posteriores comparaciones los resultados obtenidos fueron convertidos a Megapascales (Mpa).

Un Pascal corresponde a la presión equivalente a un Newton sobre un metro cuadrado, y para calcularlo se utilizó la siguiente fórmula:

$$T_s = \frac{2 P}{\pi D T}$$

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

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

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

Reemplazamos

$$T_s = \frac{2 P(\text{Kgf})}{\pi 6(\text{mm}) 3(\text{mm})}$$

$$T_s = \frac{2 P(\text{Kgf})}{56.52(\text{mm}^2)}$$

Ahora, sabemos que un Newton (N) equivale a 9.8 (Kgf) y que Mpa: N/mm²

Entonces $T_s = 2P 0.1734$

De esta manera reemplazando la carga (P), obtenemos los resultados en Megapascales(Mpa).

De esta manera la tabla número dos muestra los resultados en Megapascales.

TABLA N° 2

Resistencia a la tensión diametral (Mpa) Resina 3M ESPE Filtex™ Z-250

Resistencia a la tensión diametral		
Muestra N°	Lámpara Convencional	Lámpara L.E.D.
1	41,616	72,828
2	64,158	64,158
3	79,764	58,956
4	62,424	97,104
5	48,552	67,626
6	79,764	58,956
7	64,158	84,966
8	81,498	64,158
9	62,424	53,754
10	81,498	43,32
11	67,626	81,498
12	76,296	72,828
13	52,02	64,158
14	46,818	52,02
Promedio	64.9	66.88

ANALISIS DE RESULTADOS

La tabla 3 representa los valores promedio de la resistencia a la tensión diametral de la resina compuesta fotopolimerizada con ambas lámparas. Expresa además la desviación estándar de cada promedio y el SEM (Standard Error of the Mean).

TABLA N° 3

Resistencia a la tensión diametral (Mpa) Resina 3M ESPE Filtex™ Z-250

Lámpara	Promedio	Desviación Estándar	SEM
Halógena	64,9	13,72	3,67
L.E.D.	66,88	14,2	3,8

Los valores obtenidos fueron sometidos al Test t de Student y no presentaron diferencias estadísticamente significativas en cuanto a su resistencia a la tensión diametral.

DISCUSIÓN

En este estudio se comparó la resistencia a la tensión diametral obtenida por una resina compuesta cuando es fotopolimerizada con dos tipos de lámparas. Los resultados promedios obtenidos fueron 66,88 Mpa con una lámpara tipo L.E.D. y de 64,9 Mpa con una lámpara halógena convencional. Al analizar los resultados estadísticos se concluye que no existen diferencias significativas entre ambos sistemas de fotopolimerización. Esto concuerda con los resultados obtenidos por Ribeiro et al. 2003,⁽³⁰⁾ que evaluó una lámpara halógena (Optiluz® - Demetron), y una serie de lámparas L.E.D. (Elipart® - FreeLight-3M ESPE, Ultralume™ LED2 – Ultradent, Ultraled® - Dabi Atlante, Ultrablue IS® - DMC) mediante Test de microdureza Vickers, obteniendo como resultado que a los 40 segundos la mayor microdureza estaban dadas por las lámparas de mayor potencia y no por el tipo de luz. Nosotros obtuvimos que la lámpara L.E.D. que fue puesta a prueba posee el doble de potencia que la lámpara halógena, pero la exposición lumínica a la que estuvo sometida la resina compuesta con ésta fue de 25 segundos, tal como lo indica el fabricante.^(6, 12)

Según estudios realizados por Villarroel et al. 2004,⁽³¹⁾ comparando las mismas lámparas que utilizó Ribeiro et al. 2003 se demuestra que el tipo de lámpara no tiene relación en cuanto a fuerzas de contracción y propiedades físicas, sino que existe una directa relación entre la potencia de la lámpara con las propiedades físicas y fuerzas de contracción. Sin importar el tipo de luz, a mayor potencia se obtienen mejores propiedades físicas, pero también mayor contracción de polimerización, que es uno de los factores que más contribuye para el fracaso de las resinas compuestas como es la dificultad al establecer contactos proximales, dificultad en la adaptación marginal y sensibilidad pos-operatoria entre otras.

Otro punto importante que hay que destacar es que los fabricantes aseguran que la potencia máxima de la lámpara L.E.D. se alcanza de manera paulatina, ⁽²²⁾ evitando de este modo los problemas antes descritos, pero al ser medida en el radiómetro, éste indica que comienza con la potencia máxima.

Los resultados obtenidos en nuestro estudio se basan en la ventaja que los fabricante de lámparas L.E.D. indican que poseen éstas en relación a las lámparas halógenas convencionales, es decir, que exponiendo la resina compuesta a la mitad de tiempo que con una lámpara halógena convencional se obtendrían mejores propiedades, quedando en evidencia que ésto no es correcto, y que si se desean lograr mejores propiedades físicas, la exposición a la fuente lumínica debe ser de 40 segundos.

CONCLUSIONES

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

- La tensión diametral promedio para una resina compuesta fotopolimerizada con una lámpara L.E.D. fue de 66.88 Mpa.
- La tensión diametral promedio para una resina compuesta fotopolimerizada con una lámpara halógena convencional fue de 64.9 Mpa.
- El análisis estadístico de los resultados indica que no existen diferencias significativas entre ambos medios de fotopolimerización.
- Se rechaza la hipótesis planteada debido a que no existen diferencias significativas entre ambos medios de fotopolimerización una teniendo en cuenta la metodología utilizada.

RESUMEN

En este trabajo se comparó la resistencia a la tracción diametral de una resina compuesta al ser fotopolimerizada con una lámpara halógena convencional y una lámpara tipo L.E.D.

Para esto se conformaron dos grupos experimentales, uno donde sería utilizada una lámpara halógena convencional (marca 3M, XL3000, EE.UU.) y otro donde sería utilizada una lámpara tipo L.E.D. (marca RADII, SDI, Australia). Se confeccionaron catorce cuerpos de prueba de resina de restauración directa 3M ESPE Filtex™ Z-250 de forma cilíndrica de 6mm de diámetro por 3mm de alto para cada lámpara de fotocurado.

Con fines de aplicación clínica se utilizaron los tiempos indicados por los fabricantes de las lámparas para fotopolimerizar los cuerpos de prueba, los cuales fueron 25 segundos para la lámpara L.E.D. y 40 segundos para la lámpara halógena convencional.^(6, 12)

Cada cuerpo de prueba se sometió al test de tensión diametral usando una máquina de ensayo universal INSTRON, disponiéndose cada cuerpo en forma diametral en la platina de carga, para luego ser comprimidas con una fuerza continua de 500Kg a una velocidad de desplazamiento de 1cm/min hasta su resistencia máxima.

Los resultados obtenidos fueron en promedio de 66.88 Mpa para los que fueron fotopolimerizados con la lámpara L.E.D. y 64.9 Mpa para los que fueron fotopolimerizados con la lámpara halógena convencional.

Analizando estos resultados mediante el test t de Student se concluye que no existe diferencia significativa con respecto a la resistencia a la tensión diametral obtenida al fotopolimerizar una resina compuesta con una lámpara u otra.

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
3. 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.
4. GUMBAU, C., "Fuentes lumínicas para la fotoactivación en odontología". 2004.
<http://www.blanqueamientodental.com/fuentes%20luminicas.html>
5. SARA VIA, M., "Una nueva propuesta 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>
6. RADII. Información técnica de la lámpara de fotoactivación LED, SDI, Australia. 2004.
7. VILLARROEL, M., "Fotopolimerización de resinas compuestas y conceptos afines". 2003.
<http://www.materialesdentales.cl/artcient/art01-sep03/>
8. RUEGGEBERG, F.A., "From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry".
J. Prosth Dent. 87(4): 364-79. Apr 2002.

9. EHRMANTRAUT, M., “Profesor del área de Odontología Restauradora, Asignatura de Biomateriales Odontológicos. Facultad de Odontología, Universidad de Chile”. 2004. Comunicación personal.

10. STURDEVANT, C.M., ROBERSON, T., HEYMANN, H., STURDEVANT, J. “Operatoria dental” Tercera edición, Harcourt Brace, 1996. pp: 253- 265 .Cap. 6.

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

http://www.facest.sld.cu/articulos/composites_clasificacion_composicion.html

12. BADER, M., “Profesor del área de Odontología Restauradora, Asignatura de Biomateriales Odontológicos, Facultad de Odontología, Universidad de Chile”. 2004. Comunicación personal.

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

14. CRAIG, 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.

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

16. ANUSAVICE, K. J., “Ciencia de los materiales dentales” Décima edición. McGraw-Hill Interamericana, 1998. pp: 283-311. Cap 12.
17. PRODUITS DENTAIRE S.A., “Chemical cure hybrid composite”. 2004. Pp 63-64.
www.pdsa.ch/Catalog/chap3_1f.pdf
18. SDI. Información técnica de sistemas de composite híbridos y nanohíbridos. Australia. 2004
19. 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.
20. 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.
21. RODRÍGUEZ, R., “Resinas compuestas en el futuro”. 2002. <http://www.odontologia-online.com/casos/part/RA/RA03/ra03.html>
22. 3M ESPE. “Elipar™ FreeLight 2. Lámpara de fotopolimerización LED”. Perfil técnico del producto. 2004.

23. REAL ACADEMIA ESPAÑOLA. Diccionario de la lengua española. 2004.
<http://www.rae.es/>
24. LÁZARO, M., “Procedimiento para polarizar diodos LED en los Demon Eyes”. 2004.
<http://usuarios.lycos.es/katraska/diodos.htm>
25. YOON, T.-H. et al., “Degree of polymerization of resin composites by different light sources”. J. Oral Rehabil. 2002 Dec; 29 (12): 1165-73.
26. 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.
27. MUÑOZ, R., “Análisis de la profundidad de polimerización de resinas compuestas fotopolimerizadas con lámpara de fotocurado L.E.D. y lámpara halógena convencional”. Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano dentista. Universidad de Chile. Santiago 2004. pp: 61, 62.
28. MACCHI, R., “Materiales dentales, fundamentos para su estudio”. Segunda edición, Editorial Panamericana, 1998. pp: 27-33.
29. PHILLIPS, R., “Ciencia de los materiales dentales”. Décima edición, Editorial Interamericana, 1998. pp: 49-51, 59-63, 171, 172, 234.

30. RIBEIRO, J., "Evaluación de microdureza Vickers de una resina compuesta utilizando lámpara halógena y una a base de LEDs". XX Reunión anual de sociedad Brasileira de investigación odontológica. Anais, Águas de Lindóia, Edición científica, 2003. pp: 185.
31. VILLARROEL, M., "Evaluación de las fuerzas de contracción generadas por una resina compuesta al ser polimerizada por luz halógena y a base de LEDs". Revista dental de Chile, 2004 Jul; 95 (3), pp: 24-31.