

**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA
AREA DE BIOMATERIALES DENTALES**

**Estudio comparativo in vitro de la profundidad de
polimerización de resinas compuestas fluidas
polimerizadas por luz L.E.D versus luz halógena, a través
de resinas compuestas previamente endurecidas.**

Mair Iosef Caro Cohen

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

TUTOR PRINCIPAL

Dr. Manuel Ehrmantraut N.

TUTOR ASOCIADO

Dr. David Aizencop C.

Santiago - Chile

2012

Agradecimientos

- A mi Familia, especialmente a mis padres Yanet y Sylvain.
- A mis amigos, gracias por su apoyo durante todo este trayecto
- Dr. Ehrmantraut por su apoyo durante la elaboración de este proyecto y gran disposición a resolver mis inquietudes.
- Dr. Gonzalo Gutiérrez por su apoyo incondicional desde el día en que tomé la decisión de ser odontólogo. Gracias también por tal vez sin saberlo haberme motivado a seguir esta hermosa carrera.

Indice

Introducción	4
Marco Teórico.....	6
Resinas Compuestas	7
Composición de las resinas compuestas:.....	7
Mecanismo de Activación de las Resinas Compuestas	10
Clasificación de las Resinas Compuestas según tamaño de partícula	13
Clasificación de las resinas compuestas según consistencia:	15
Restauraciones Estéticas Indirectas:	16
Resinas compuestas indirectas	17
Cementación de Restauraciones indirectas.....	21
Requisitos de los Cementos Dentales:	21
Mecanismos de retención de los cementos dentales:.....	22
Cementos para restauraciones estéticas:.....	22
Clasificación de los cementos de resina según mecanismo de activación:.....	24
Cementos Adhesivos.	25
Cementos auto adherentes	26
Mecanismos de Adhesión.	26
Resinas compuestas fluidas como agentes cementantes.....	27
Profundidad de curado; Norma ISO 4049.....	28
Fenómenos ópticos que inciden en la foto polimerización.	28
Reflexión:	29
Absorción:	30
Refracción:	30
Transmisión:.....	31
Fuentes de Luz para foto-polimerización.	34

Clasificación de las tecnologías para foto curado.....	35
Polimerización por Luz Ultravioleta.	35
Polimerización por luz visible y luz halógena convencional.	35
Laser de Argón.....	37
Luz de Arco de plasma.....	37
Hipótesis:.....	42
Objetivos generales:	43
Objetivos específicos:	43
Materiales y métodos:.....	44
Muestra:	44
Procedimientos:	44
Análisis Estadístico:	47
Resultados:.....	48
Resultado de las mediciones:.....	48
Descripción estadística de la muestra:	48
Cálculos estadísticos:.....	49
Discusión:	51
Limitaciones de este estudio:	55
Conclusiones:	56
Sugerencias:.....	57
Resumen:	58
Referencias:	60

Introducción

En un esfuerzo por lograr mejores materiales para la rehabilitación de aquellas piezas dentales que han sufrido pérdida parcial de su estructura se ha desarrollado, dentro de los materiales dentales, un grupo conocido como composites o resinas compuestas. Estas se encuentran formadas por una matriz orgánica, un relleno inorgánico, de cuya proporción, tamaño y forma de partícula dependen muchas de las propiedades mecánicas y de pulido del material, y un agente bifuncional derivado del vinil silano que mantiene la integridad del material uniendo los dos componentes anteriormente mencionados. Al polimerizar, la fase orgánica sufre una contracción de polimerización que es minimizada gracias a la fase inorgánica¹. Esta contracción de polimerización también es posible de controlar mediante una técnica incremental, sin embargo esto no resulta práctico en grandes restauraciones^{2,3}.

Para cumplir con estos requerimientos surgieron las resinas compuestas indirectas, las que permiten lograr mejores contactos proximales así como una excelente estética, logrando al mismo tiempo minimizar la contracción por polimerización y la tensión derivada de esta^{2,3}.

Para la cementación de las restauraciones indirectas estéticas se encuentran indicados los cementos de resina, principalmente debido a su afinidad química con las resinas indirectas y a sus propiedades estéticas. Estos cementos de resina inician su reacción de polimerización al ser activados por un mecanismo químico para los cementos de auto curado, físico, mediante luz en una determinada longitud de onda, para los cementos de foto curado, y por medio de ambos en los cementos de curado dual. De estos tres tipos de cementos de resina, los de foto curado y curado dual son los más utilizados. Los cementos de foto curado presentan un tiempo de trabajo extendido respecto a los de curado dual, además de una mayor estabilidad del color⁴.

Las resinas compuestas fluidas han sido propuestas como una alternativa a los cementos de resina de foto curado para la cementación de carillas por algunos

fabricantes ^{5,6,7}. Estudios previos han determinado que estas cuentan con las propiedades necesarias para actuar como agentes cementantes, dado que presentan un adecuado grosor de película y propiedades mecánicas similares a la de los cementos de resina ^{8,9,10,11}. Sin embargo para alcanzar sus propiedades mecánicas óptimas como medio de cementación esta debe ser irradiada con una intensidad suficiente de luz a fin de iniciar el proceso de polimerización y garantizar una polimerización adecuada del material.

Factores como el material y espesor de la restauración interpuesta, el tiempo de exposición y la unidad de polimerización utilizada inciden en la cantidad de luz que finalmente será capaz de activar la resina subyacente¹². La cantidad de luz resultante entonces determinara tanto las propiedades mecánicas finales de la resina como una profundidad máxima de polimerización.

Para la foto-polimerización de las resinas compuestas contamos en la actualidad con diversas fuentes de luz. Siendo las más populares la luz halógena y la luz L.E.D. Las unidades de luz halógena emiten luz en todo el espectro visible que luego es filtrada para entregar finalmente un rango de longitudes de onda entre los 400 a 500nm. Por otra parte las unidades LED emiten luz dentro de un rango acotado de longitudes de onda, con una máxima intensidad cercana al peak de activación de la canforquinona (468 nm), el iniciador más utilizado en las resinas compuestas foto polimerizables ¹³. Al ser la unidad de foto curado uno de los factores que inciden en la profundidad de polimerización de las resinas compuestas, este estudio in vitro busca determinar las diferencias en la profundidad de polimerización de resina compuesta fluida entre ambas fuentes lumínicas a través de un bloque de resina indirecta de espesor variable.

Marco Teórico

La caries dental es una enfermedad infectocontagiosa, multifactorial de alta prevalencia a nivel mundial ¹⁴ siendo esta en Chile cercana al 100% en la población adulta ^{15,16,17}. Esta, se encuentra caracterizada por desmineralización de los tejidos duros del diente, en los que ocurre cavitación y pérdida de estructura producto de la debilitación de la estructura cristalina, a raíz de la desmineralización provocada por el desequilibrio en el proceso desmineralización/re-mineralización por la disminución del pH bucal producto de los ácidos que son resultado del metabolismo de los azúcares de la dieta por bacterias de la cavidad oral ^{18,19}. Todo esto dentro del marco de interacción de diversos factores, como la dieta, un hospedero susceptible, la presencia de microorganismos, siendo afectado por diversos factores moduladores a través del tiempo, desencadenantes y perpetuantes de la enfermedad, dando origen a sus secuelas, las lesiones cariosas²⁰. Este proceso, una vez ocurrida la cavitación de los tejidos duros del diente, es de carácter irreversible. La pieza dentaria debe entonces ser restaurada para permitir la protección de los tejidos remanentes²¹. Con este objetivo, múltiples materiales dentales han sido desarrollados a lo largo de la historia de la odontología.

En el sector anterior, además de requerir una resistencia y durabilidad adecuadas, los materiales restauradores deben entregar una estética aceptable. Con este propósito se destinaron inicialmente las resinas acrílicas a finales de cuarta y principios de la quinta década del siglo XX. Las resinas acrílicas a base de un polimetilmetacrilato (PMMA), a pesar de ser insolubles en el medio bucal y presentar un color similar al diente poseen una baja resistencia al desgaste y una elevada contracción de polimerización lo que provocaba el desalajo de estas restauraciones de sus preparaciones dentarias. Además, al tener un elevado coeficiente de variación dimensional térmico se ocasionaban tensiones en los márgenes cavitarios al ingerir alimentos calientes. Estas resinas fueron por esto, rápidamente desplazadas por materiales compuestos al agregar polvo de cuarzo al PMMA logrando reducir así la contracción de polimerización y mejorando el

coeficiente de variación dimensional térmico del material. Sin embargo al no contar estos materiales con un agente de enlace eran susceptibles a la tinción y a un elevado desgaste puesto que las partículas de relleno se encontraban retenidas solo por efecto mecánico en la matriz orgánica ^{1,22}.

Resinas Compuestas

Las resinas compuestas propiamente tales, son un grupo de biomateriales odontológicos que permite devolver, además de la estructura dentaria perdida, la estética, dada su capacidad de aceptar pigmentos en su composición. Surgen en 1962 cuando el Dr. Bowen sustituye el componente orgánico, anteriormente PMMA por un bisfenol A glicidil metacrilato (bis-GMA), una resina bifuncional, y un agente de enlace de silano orgánico que mediaba la unión entre las partículas de relleno y las moléculas de bis-GMA ^{1,22}.

Composición de las resinas compuestas:

Las Resinas Compuestas se encuentran formadas entonces por tres componentes principales; la matriz orgánica, una fase dispersa inorgánica y un agente de enlace, además de una serie de otros elementos como pigmentos, opacificadores, inhibidores de polimerización, un iniciador y un activador del proceso de polimerización ¹. Las características de estos componentes serán expuestas en detalle a continuación.

Matriz Orgánica:

Compuesta normalmente por una mezcla de monómeros de dimetacrilato alifáticos y/o aromáticos. El bis-GMA, dimetacrilato de uretano (UDMA) y el trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA) son los monómeros más empleados. El bis-GMA, y el UDMA presentan un elevado peso molecular, esto disminuye considerablemente la contracción de polimerización en relación a moléculas más livianas como el metil metacrilato. Además el uso del dimetacrilato mejora el entrecruzamiento, la fuerza y rigidez del polímero. Sin embargo la elevada viscosidad del bis-GMA exige mezclarlo con monómeros de mayor fluidez como el

TEGDMA a fin de conseguir mejores condiciones de manipulación y lograr agregar una proporción adecuada de relleno al material ^{1,22}.

Fase dispersa inorgánica:

Su propósito principal es controlar la contracción de polimerización y reducir el coeficiente de variación dimensional térmica del material disminuyendo la proporción de matriz orgánica. Este aumento en la proporción de relleno incrementa además la viscosidad, haciendo más fácil su manipulación. El contenido inorgánico permite mejorar sustancialmente las propiedades mecánicas del material, se ven aumentadas la resistencia a la compresión y a la tracción, una mayor rigidez y un aumento de la resistencia al desgaste; se logra además disminuir la absorción de agua, el reblandecimiento y la tinción. La adición de una fase inorgánica puede aportar también otras propiedades a la mezcla, como la radiopacidad, incluyendo cristales de bario (Ba) y estroncio (Sr). Sin embargo, muchas de estas mejoras son factibles solamente si las partículas inorgánicas se encuentren bien adheridas a la matriz orgánica a través de un agente de enlace. En caso contrario las partículas de relleno actúan debilitando la matriz¹.

Las partículas de relleno se obtienen mediante pulverizado o triturado de cuarzo o cristales obteniendo partículas de entre 0,1 y 100 μm . Las partículas más pequeñas correspondientes a sílice amorfa de 0,04 μm aprox., son obtenidas por un proceso de pirolisis en que un compuesto de sílice se quema en una atmosfera rica en O_2 y H_2 para formar macromoléculas de SiO_2 . Además la cantidad de relleno, el tamaño medio de partícula, la distribución de los tamaños de esta, su índice de refracción, radiopacidad y dureza del relleno afectan la forma en la que se comportará la resina compuesta y su aplicación clínica.

El cuarzo se ha utilizado extensivamente como relleno, especialmente en la formulación de las primeras resinas compuestas, es químicamente inerte y de una dureza muy alta, haciéndolo difícil de pulverizar a tamaños pequeños de partícula. Además, esta característica lo hace difícil de pulir y siendo también potencialmente abrasivo para las piezas naturales. La sílice amorfa en cambio, a pesar de poseer la misma estructura química y un índice de refracción similar al

cuarzo no presenta una matriz cristalina y tiene una dureza menor, lo que permite obtener resinas compuestas menos abrasivas. Los rellenos que consisten en óxidos de metales pesados a pesar entregar radio-opacidad son también más susceptibles al ataque ácido derivado de los fluidos estomacales. Mientras que el vidrio puede además ser deteriorado por soluciones de fluoruro acidulado y debido a esto, las resinas compuestas con este tipo de relleno pueden ser menos resistentes a la abrasión y tener una vida útil más corta que las resinas con relleno de sílice ¹.

Agente de Enlace:

Este cumple la misión de dar integridad al material compuesto, uniéndose químicamente a la fase dispersa y luego a su vez a la matriz orgánica, lo que permite transmitir el estrés ejercido en la matriz más flexible a las partículas de relleno de mayor rigidez. Si bien pueden emplearse titanatos y zirconatos como agentes de enlace, son más comunes los llamados organosilanos ^{1,19,23}. Estos son capaces de unirse por sus grupos silanol (-Si-OH), por medio de un enlace siloxano (-Si-O-Si-), a las partículas inorgánicas y por un enlace covalente gracias a sus grupos metacrilato a la matriz orgánica ¹.

Modificadores Ópticos:

Los pigmentos y modificadores ópticos corresponden normalmente a óxidos metálicos que son agregados en pequeñas cantidades y ajustados para asemejar los tejidos de esmalte o dentina. Como opacificadores son empleados el dióxido de titanio y óxido de aluminio en cantidades muy pequeñas (0.001% a 0.007% en peso debido a que son altamente eficaces. Todos los modificadores ópticos afectan la transmisión de la luz, por lo que se debe considerar que los tonos más oscuros y opacos de resinas de foto-curado requerirán de mayor tiempo de exposición o de capas más delgadas para lograr una completa polimerización ^{1,24}.

Inhibidores:

Los inhibidores se encuentran presentes en todas las resinas compuestas y como su nombre lo dice, inhiben la polimerización accidental de la resina compuesta. Esto es debido a que un inhibidor corresponde a una molécula de alta afinidad por los radicales libres y es capaz de reaccionar con ellos antes que estos inicien la reacción de polimerización. Uno de los inhibidores más utilizados es el Hidroxitolueno butilado (BTH) presente en una cantidad de alrededor del 0,01% en peso. La capacidad de inhibición esta en directa relación a la cantidad de inhibidor, puesto que al agotarse, comienza la reacción de polimerización ¹.

Iniciadores y Activadores:

Las resinas compuestas polimerizan por un mecanismo de adicción iniciado por radicales libres y los iniciadores y activadores determinan la forma en que se gatilla la reacción de polimerización. La reacción en cadena comienza al ser estimulado el iniciador ya sea por una reacción química o por efecto de un estímulo físico. Mientras que para las resinas compuestas directas son utilizados los mecanismos de activación química y por luz, las resinas indirectas pueden valerse de reacciones mediadas por luz, calor o microondas para lograr mejores propiedades mecánicas ^{1,22,25}. Al variar estos componentes según el sistema de activación utilizado por cada resina compuesta resulta más cómodo su entendimiento al exponer cada mecanismo de activación por separado.

Mecanismo de Activación de las Resinas Compuestas

Activación Química:

Las resinas activadas químicamente son de uso clínico y vienen normalmente en una presentación de dos pastas donde un tubo contiene el iniciador, normalmente peróxido de benzoilo (PB), y una amina aromática en el segundo tubo como activador, por ejemplo N-dimetil-p-toluidina. Al reaccionar juntos se liberan los radicales libres que inician la reacción de polimerización. Este mecanismo de polimerización se emplea actualmente en algunos cementos

dentales y en conjunto con un sistema de activación por luz en los llamados cementos de curado dual.

Algunos de los problemas asociados a este tipo de resinas son el tiempo de trabajo limitado por la duración de la reacción de polimerización y la incorporación de aire durante la mezcla, que tiene un efecto de inhibidor de la polimerización, y resulta en una resina con menores propiedades mecánicas ¹. Este último punto sin embargo, ha sido sorteado por los fabricantes por medio de presentaciones que incluyen puntas de mezcla automática.

Activación por Luz:

La activación por luz corresponde al mecanismo de activación más extendido en la actualidad. Este tipo de resinas se comercializa en un solo tubo y no requiere mezcla por lo que se encuentra exento de las complicaciones asociadas a las resinas activadas químicamente. Inicialmente se desarrollaron resinas que eran activadas mediante luz UV, los que iniciaban la liberación de radicales libres. Sin embargo este sistema fue remplazado por la activación por luz visible dado que las longitudes de onda en el rango ultra violeta revestían un peligro para los operadores, y comprendía además, la posibilidad de modificar la flora bacteriana por la exposición a este tipo de radiación ^{1,22}. Además la polimerización por luz visible permitió obtener una mayor profundidad de polimerización.

Actualmente para su activación con luz visible, el sistema de iniciación corresponde a un foto-sensibilizador, normalmente canforquinona (CQ), que en su estado excitado, interactúa con una amina alifática como iniciador en presencia de luz. La CQ absorbe luz con longitudes de onda entre los 400 y 500 nm con un peak de 468nm y se utiliza en pequeñas cantidades de menos de 0,2% en peso. Asimismo la amina también se utiliza en pequeñas cantidades de aproximadamente 0,15% en peso como co-iniciador. Son varias las moléculas adecuadas para interactuar con la CQ como el dimetilaminoetil metacrilato (DMAEMA) ¹.

Al popularizarse el blanqueamiento de piezas vitales se desarrollaron resinas compuestas que contaran con el suficiente valor (cantidad de blanco en la composición del color) como para equiparar el de las piezas recientemente blanqueadas. La CQ es de un color amarillo brillante y las resinas que presentan CQ como foto-iniciador tienden a tener un tinte amarillento residual una vez polimerizadas. Para contrarrestar este efecto los fabricantes comenzaron a utilizar otros iniciadores. Estos eran capaces de romperse directamente para la liberación de radicales libres sin la necesidad de un co-iniciador. Algunos de estos químicos fueron conocidos como Igracure 819 y Lucerin[®] los que tenían una pequeña parte de su espectro de activación dentro del rango de la luz visible de onda corta ¹³.

La polimerización comienza al alcanzar una cantidad crítica de radicales libres. Esto requiere que una cantidad determinada de fotones sean absorbidos por el sistema de iniciación, lo que está en directa relación a la longitud de onda, intensidad y duración de la exposición. Hay diferencias sustanciales en los rangos de longitud de onda e intensidad entre los distintos tipos y marcas de unidades de polimerización ¹. Como mencionamos, múltiples fuentes de luz se emplean actualmente para la activación de este tipo de resinas, siendo las más utilizadas la luz halógena de cuarzo-tungsteno (QTH) y luz emitida por diodos L.E.D.^{1,22}. Sin embargo otras fuentes de luz se encuentran disponibles e incluso algunos sistemas de resinas para laboratorio cuentan con unidades de polimerización propios²⁶.

Activación por Microondas:

Es posible realizar la polimerización de bases protésicas mediante microondas^{1,22,27}, Este método de polimerización se ha empleado en la fabricación de bases de prótesis removible logrando resultados comparables a los de la termo-polimerización en un tiempo considerablemente menor²². Asimismo, si bien no se encuentra extendido como método de polimerización, ha sido empleado para la elaboración de Inlays in-vitro con éxito encontrando un máximo grado de conversión con una cantidad de PB de 0,5% en peso²⁷. Sin embargo, la polimerización por microondas ha sido descrita en su mayoría como una

herramienta post-curado que busca mejorar las propiedades mecánicas de las resinas indirectas ^{25, 28}.

Activación por Calor:

Este mecanismo de polimerización es utilizado para la activación de resinas indirectas. La temperatura usada para su polimerización varía usualmente entre los 120-140°C. Idealmente, esta debe ser superior a la temperatura de transición vítrea de la resina compuesta, lo que permite un aumento significativo en la movilidad de las cadenas de polímero, favoreciendo el entrecruzamiento y el alivio del estrés de polimerización³. Además, al igual que con la tecnología de microondas, es posible realizar un tratamiento post-polimerización por calor para reducir las cantidades de monómero libre ya sea por volatilización de este o induciendo su polimerización³.

Clasificación de las Resinas Compuestas según tamaño de partícula

Para fines prácticos, Las resinas compuestas pueden clasificarse de acuerdo al tamaño de sus partículas de relleno, puesto que como mencionamos estas definen, junto con la cantidad de relleno, forma y tamaño de este, muchas de las propiedades de las resinas compuestas y por ende sus indicaciones:

Macro relleno:

Las resinas compuestas de Macro relleno, o resinas convencionales presentan partículas de relleno de 8 a 12 μm aunque pueden estar presentes partículas de hasta 50 μm . en una proporción del 60-70% en volumen y de 70 a 80% en peso. Dado su tamaño de partícula son de difícil pulido, producto del desgaste selectivo de la matriz orgánica. Además, este tipo de resinas es, debido a esta misma rugosidad superficial, altamente susceptible a la tinción¹. Todas estas desventajas han hecho que en la actualidad estas resinas se encuentren en desuso.

Partícula Pequeña:

Los materiales de partícula pequeña presentan un tamaño de partícula entre 0,5-3 μm . Lo que permite, debido al amplio rango de distribución del tamaño de las partículas agregar una mayor cantidad de relleno, de un 65-77% en

volumen y de un 80-90% en peso. Esto mejora sus propiedades mecánicas, muy por sobre las resinas tradicionales. Siendo además de fácil pulido debido a la cercanía entre las partículas de relleno, respecto a separación entre estas en las resinas tradicionales. Las resinas compuestas de partícula pequeña encuentran indicadas para zonas de alto estrés y susceptibles a la abrasión como podrían ser restauraciones clase IV ¹.

Micro relleno:

Las resinas de micro relleno logran mejores niveles de estética que los tipos anteriormente descritos. Dado su tamaño de partícula pequeño, de 0,04 a 0,4 μm . que resulta inferior a la longitud de onda del espectro visible, presentan una mayor translucidez y una excepcional capacidad de pulido. Sin embargo, al tener las partículas de sílice coloidal una tendencia a aglutinarse, y presentar una elevada superficie a humectar, ha sido posible llevar el contenido inorgánico tan solo a un nivel de entre el 35-65% en peso. Esto limita las propiedades mecánicas del material colocándolas por debajo de las resinas compuestas de partícula pequeña, por lo que no se encuentran indicadas para restauraciones que requieran de resistencia a la abrasión, ni de elevadas exigencias funcionales. Además presentan mayor absorción de agua debido a su mayor contenido orgánico, junto con un mayor coeficiente de variación dimensional térmico ¹.

Híbridas y Micro-Híbridas:

Las resinas Híbridas poseen un tamaño de partícula entre 0,4 y 1.0 μm para las micro-híbridas y de hasta 5.0 μm en las resinas híbridas siendo el tamaño promedio de partícula para estas últimas $>1.0 \mu\text{m}$, poseen un alto contenido de relleno inorgánico entre un 75-80% en peso y presentan un comportamiento similar al de las resinas de partícula pequeña pero con un mejor pulido y una estética superior, mientras que sus propiedades mecánicas se encuentran un poco por debajo de esta última. A pesar de esto, es posible utilizarlas en restauraciones del sector posterior, así como restauraciones clase IV. Sin embargo, entre ambas categorías, las micro híbridas presentan características de estética superior y una mayor duración del pulido y son de mas fácil manipulación ^{1,29}.

Nanopartícula y Nanoagregado:

Recientemente se ha desarrollado un nuevo grupo con nanopartículas de aproximadamente 25nm y nanoagregados de aproximadamente 75nm formados por partículas de circonio/sílice en alta proporción, hasta un 79,5% en peso lo que deriva en una menor contracción de polimerización. Debido al tamaño de partícula este tipo de resinas no produce dispersión de la luz, por lo que debe ser modificada con partículas de mayor tamaño para lograr una apariencia más natural³⁰. Además en un estudio de Split-mouth a 3 años se determinó que presentan un mejor y más duradero pulido en relación a una resina híbrida³¹. Dadas sus características estas resinas pueden ser empleadas tanto en el sector anterior como el posterior³⁰.

Clasificación de las resinas compuestas según consistencia:

Una segunda forma de clasificación que resulta interesante para efectos de este estudio es la de agrupar a las resinas compuestas de acuerdo a su consistencia. Además de las resinas compuestas de consistencia normal, existen las resinas compuestas condensables y resinas compuestas fluidas. Estas han sido desarrolladas variando las proporciones y tipo de relleno a fin de lograr nuevas formas de manipulación así como distintas indicaciones para cada uno de estos tipos¹.

Resinas compuestas condensables

Corresponden un intento por entregar mejores características de manipulación para la restauración del sector posterior. Estos materiales con un alto porcentaje de relleno, 77- 83% en peso presentan una malla polimérica rígida gracias a un relleno inorgánico de fibras cerámicas porosas en las que se infiltra la matriz generando una pasta de alta viscosidad similar a la amalgama dental. Debido a esto, se hace necesario el condensar el material lo que se encuentra enfocado a lograr contactos proximales adecuados mediante el empleo de matrices preformadas. Estas resinas son altamente resistentes al desgaste y a la

fatiga, con una elevada rigidez. Sin embargo la técnica para su aplicación es considerablemente más larga que la de la amalgama¹.

Resinas compuestas fluidas

Corresponden a resinas compuestas de baja viscosidad con un menor porcentaje de relleno, 51% a 65% en peso, y de cuya composición se han eliminado ciertos modificadores reológicos, lo que mejora su manipulación. Esto último les confiere una alta humectabilidad asegurando la penetración en las diversas irregularidades del sustrato y alcanzando espesores mínimos que eliminan el aire que pudiese quedar atrapado en su interior. Poseen un bajo módulo de elasticidad y una alta flexibilidad, siendo de fácil pulido y baja resistencia al desgaste³². Desarrolladas inicialmente como una alternativa como resina compuesta para restauraciones directas, han sido presentadas por algunos fabricantes como una alternativa a los cementos de resina de foto curado para la cementación de carillas cerámicas, resina o porcelana^{33,34,35} y coronas libres de metal³².

Dentro de este grupo de materiales la resina WAVE, utilizada en este estudio es una resina fluida de nano-relleno en base a UDMA. Con un 63% de relleno inorgánico, de baja viscosidad (LV) y liberación de flúor. Radiopaco y con una fluorescencia similar a las piezas dentarias⁷.

Restauraciones Estéticas Indirectas:

Las resinas compuestas directas son un material predecible para la restauración tanto del sector anterior como posterior. Sin embargo, presentan limitaciones en cierto tipo de restauraciones, demasiado grandes o que presentan dificultades para la reproducción del contorno o contactos proximales. Para sortear estas limitaciones y mantener una estética aceptable se ha recurrido a los materiales cerámicos, y a las resinas indirectas que corresponden a resinas compuestas pre polimerizadas, donde la reacción de polimerización ocurre fuera de la boca^{1, 2, 3}.

Este tipo de restauraciones se ha convertido en una alternativa viable para la restauración de piezas posteriores moderadamente destruidas no solo debido a las mejoras en las composiciones de los materiales de restauración, tanto cerámicos como resinas compuestas, que han permitido a los clínicos aplicar en cavidades conservadoras restauraciones que refuerzan y protegen la estructura dentaria remanente, sino que también debido las características propias de la técnica indirecta respondiendo además a las necesidades estéticas, logrando un resultado natural ².

Como dijimos, la contracción por polimerización propia de las resinas compuestas puede ser un problema en restauraciones directas. Si bien sus efectos pueden ser en cierta medida controlados al aplicar una técnica en incrementos en restauraciones pequeñas, esto no resulta del todo aplicable en cavidades extensas y con un factor C elevado, es decir con una gran cantidad de caras en las que se adhiere la resina compuesta en relación a la cantidad de caras libres de la preparación ^{2,3}. Esto debido a la tensión que se genera en las paredes de la restauración a las que se adhiere la resina. Pudiendo producir micro filtración en los márgenes de la restauración y sensibilidad postoperatoria especialmente en preparaciones donde no existe esmalte en toda la periferia. En este sentido las restauraciones indirectas estéticas constituyen un intento para minimizar este efecto dado los pequeños espesores de los agentes cementantes que permiten una contracción de polimerización mínima al momento de la cementación ².

Otra ventaja de las restauraciones indirectas, radica en la dificultad para obtener contactos proximales de calidad al restaurar mediante resinas compuestas directas en cavidades clase II y III. Asimismo, al ser restaurada una gran cavidad en una pieza posterior (en la que faltan una o más cúspides) frecuentemente se obtienen mejores resultados estéticos y una mejor oclusión mediante el trabajo en el laboratorio que por la colocación de resinas directas ².

Resinas compuestas indirectas

Los Materiales empleados para este tipo de restauraciones estéticas indirectas pueden ser ubicados en dos categorías principales, ya sea como

Materiales cerámicos o Materiales Compuestos. Como parte de este último grupo y como se mencionó, las resinas compuestas indirectas fueron desarrolladas con el objetivo de controlar la contracción por polimerización a fin de manejar el estrés de polimerización, así como para mejorar las propiedades mecánicas de las resinas compuestas directas y su estética ³. La composición de las llamadas resinas indirectas de primera generación eran muy similares a las de restauración directa. Consistían en resinas de micro-relleno con un volumen de matriz resinosa mayor al 50% con la diferencia de que estas permitían mayores niveles de conversión de la resina compuesta al ser polimerizadas fuera de boca (6-44%) ^{3, 36}.

Algunas de estas resinas de primera generación incluso fueron elaboradas para ser usadas en una técnica semi-indirecta en la que la restauración es elaborada directamente en boca con un aislante interpuesto en la preparación, polimerizada y luego retirada para pasar por un segundo ciclo de polimerización por luz o en un horno a 110°C por 7 minutos, pulido y posteriormente cementada sin necesidad de tomar impresión. Esta técnica, a pesar de controlar de mejor forma la contracción de polimerización y lograr un mayor grado de conversión no permitía obtención de puntos de contacto proximales adecuados con la facilidad de la técnica indirecta, en la que para este tipo de resinas, se elaboraba la restauración sobre un troquel en incrementos polimerizados con luz por 40 segundos cada uno para luego polimerizar la restauración en su totalidad por diversos métodos como calor, calor húmedo bajo presión y calor en vacío. Hacemos notar que cualquier resina compuesta para el sector posterior puede ser usada con estas técnicas para lograr una polimerización adicional ³.

A fin de cuentas, estudios en estas resinas indirectas de primera generación indican que a pesar de demostrar un mayor grado de conversión en relación a las resinas directas, esto no se tradujo necesariamente en un mejor desempeño in-vivo ^{37,38}. En un estudio clínico randomizado de 11 años para evaluar el desempeño clínico de inlays fabricados en resinas indirectas de primera generación, Pallesen y Qvist determinaron que los problemas más grandes que

afrontaron este tipo de restauraciones fue la falla de la resina de cementación, decoloración de los márgenes y cambios de color de la restauración, este estudio concluyó además que el curado adicional en un horno tenía una influencia menor en la resistencia a la fractura y que no mejoraba la resistencia al desgaste respecto a las resinas directas ³⁹. Debido al bajo contenido de relleno de estas resinas, sufrían de una baja resistencia al desgaste, alta incidencia de fractura, micro filtraciones, y falla adhesiva ³.

Para resolver estos problemas se incremento la proporción de relleno inorgánico, se redujo el tamaño de partícula y los sistemas de polimerización fueron modificados. Las resinas indirectas de segunda generación corresponden a resinas micro híbridas en las que aumentó la cantidad de relleno inorgánico hasta en 2/3 en volumen incrementando la resistencia al desgaste y disminuyendo la contracción de polimerización (Artglass® y BelleGlass®). Algunas de estas resinas indirectas de segunda generación han sido elaboradas con cantidades intermedias de relleno lo que les entrega una mejor estética y son preferidas para el sector anterior (Solidex® Shofu Inc.) ³.

En cuanto a los mecanismos de polimerización, fueron mejoradas las técnicas de polimerización por calor, descritas con anterioridad. Además se han realizado innovaciones que buscan la polimerización en ausencia de oxígeno (en vacío y en atmósfera nitrogenada) lo que permite obtener mayores niveles de translucidez y una mayor resistencia a la abrasión gracias a una polimerización más completa de la superficie de la restauración. También han sido incorporados los conceptos de polimerización lenta, lo que permite lograr un mayor grado de conversión y la disminución del estrés de polimerización. Sumado a esto, se han desarrollado una variedad de resinas indirectas reforzadas con fibra. Entre todos los tipos disponibles, aquellas reforzadas con fibra de vidrio silanisadas son las que han presentado las mejores propiedades mecánicas ³.

Las resinas indirectas de segunda generación al contener una mayor cantidad de relleno presentan mejores propiedades que sus antecesoras. A pesar

de esto, algunos estudios han encontrado mejores propiedades mecánicas en determinadas resinas directas con mayores porcentajes de relleno al compararlas con algunas de estas resinas indirectas de segunda generación y resinas indirectas intermedias, que corresponden a resinas con menor porcentaje de relleno y menores propiedades respecto a las esperables para resinas de segunda generación ^{40,41,42,43,44}. Varios estudios han demostrado que el grado de conversión de la resina compuesta no se encuentra relacionado con sus propiedades mecánicas, no así con el porcentaje de relleno ^{3,44}. Esto no significa que los procesos alternativos de polimerización no resulten en la mejora de las propiedades de estas resinas, tan solo implica que el porcentaje de relleno es determinante en las propiedades de las resinas indirectas⁴⁴.

Al compararse con los materiales cerámicos, las propiedades mecánicas de las resinas indirectas resultan más bajas. Sin embargo esto permite su aplicación en determinadas situaciones clínicas en las que una menor resistencia a la abrasión y un menor modulo elástico se encuentran indicados, como por ejemplo, para la rehabilitación de piezas con compromiso periodontal que requieran cobertura oclusal, así como para rehabilitación sobre implantes en los casos en que se requiera soportar de mejor forma el estrés oclusal. Un menor módulo elástico permite soportar de mejor forma las fuerzas oclusales presentando un menor porcentaje de fracturas marginales que las restauraciones cerámicas⁴⁵. Además, al tener una composición similar a los cementos de resina, presentan una mejor adaptación marginal que la de los materiales cerámicos ².

Dentro de las resinas indirectas de segunda generación, Art-glass® (Heraeus Kulzer, Alemania) fue utilizado en este estudio. Es un cerómero, fabricado desde 1995; corresponde a un polímero de vidrio a base de un ester de ácido metacrílico, que combina la estética y la durabilidad de las cerámicas con la manipulación fácil de las resinas. Está compuesto en su fase inorgánica por ácido silícico, microglass de aluminosilicato de bario de 0,7 a 2 μm , agentes reticulantes y sílice coloidal que logra la unión de ambas fases. La fase orgánica se compone de Vitroid que es un vidrio orgánico multifuncional el cual logra enlaces tridimensionales de alta densidad. Esta estructura de polimerización tri-

dimensional con uniones cruzadas le imparte especiales propiedades físico-mecánicas, como son dureza similar a la estructura dentaria (350-400 MPa), y un módulo elástico capaz de absorber cargas con recuperación y fácil manipulación

46

Cementación de Restauraciones indirectas

El desarrollo de las restauraciones indirectas estéticas solo ha sido posible en la medida en que lo han hecho también los cementos dentales. Estos permiten por acción mecánica, química o por una combinación de ambas, la fijación de la restauración al diente preparado, además, cumpliendo la función adicional de sellar la interface diente/restauración ^{47,48}.

Requisitos de los Cementos Dentales:

Los requisitos de un cemento dental son variados, y en la actualidad, no existe un material que cumpla a cabalidad con todos ellos. Un cemento definitivo debe ser capaz de mantener en posición una restauración por un periodo de tiempo indefinido, y además cerrar la brecha existente entre la restauración y el tejido dentario. Existen además varios requisitos mecánicos, biológicos y del manejo de material que deben ser satisfechos ⁴⁹.

- Biocompatibilidad: no debe causar daño a la pieza dentaria u otros tejidos
- Debe entregar un tiempo de trabajo adecuado.
- Debe ser suficientemente fluido como para permitir el asentamiento total de la restauración.
- Endurecer rápidamente y ser capaz de soportar fuerzas funcionales.
- Insoluble en el medio oral, manteniendo sellada e intacta a la restauración.
- Radiopacidad adecuada
- Prevenir la caries dental.
- Ser resistente a la micro filtración
- Debe adherirse tanto a la restauración como a los tejidos dentarios

- No debe presentar sorción de agua.
- Características estéticas adecuadas.
- Bajo costo.

Mecanismos de retención de los cementos dentales:

Un cemento dental puede lograr la retención de la restauración a cementar por diversos mecanismos. La trabazón mecánica entre dos superficies rugosas y paralelas es el principal mecanismo de retención para cualquier cemento independientemente de su composición. En la cementación no adhesiva, el cemento llena la interface diente/restauración y produce trabazón mecánica al entrar en las pequeñas irregularidades existentes en las superficies de ambos materiales (todos los cementos dentales actúan por este mecanismo). En la adhesión micro-mecánica la trabazón ocurre en irregularidades microscópicas en el sustrato dentario que son aumentadas por medio de abrasión por aire o grabado ácido, lo que permite la creación de defectos en el tejido dentario para alojar el cemento, aumentando además la superficie de contacto. Esto funciona bien en cementos con elevada resistencia a la tensión, como los cementos de resina o de vidrio ionómero modificados con resina. Además, cementos de policarboxilato y vidrio ionómero presentan un mecanismo de unión molecular dado por fuerzas de Van der Waals, y enlaces químicos débiles formados entre el cemento y la estructura dentaria ⁴⁹.

Cementos para restauraciones estéticas:

Para la cementación de restauraciones estéticas se prefiere el uso de cementos de resina por sobre los cementos convencionales de fosfato de zinc y los de vidrio ionómero debido a sus Propiedades estéticas, contando incluso con variedad de colores, baja solubilidad, mayores propiedades mecánicas y la capacidad de unirse tanto a la pieza dentaria como a la restauración. En relación a los cementos tradicionales de fosfato de zinc ^{48,49}, los cementos de resina corresponden básicamente a una resina fluida de baja viscosidad ¹, presentando una elevada resistencia a la compresión y a la tracción y un bajo modulo elástico.

Los cementos de resina presentan asimismo una técnica sensible y son más costosos que los cementos convencionales de fosfato de zinc ⁴⁹.

Los cementos de resina se encuentran disponibles desde 1952. Y se han hecho más populares con el aumento en la demanda de coronas libres de metal y restauraciones indirectas estéticas, formados por una matriz orgánica de metilmetacrilato, bis-GMA o UDMA y un relleno de sílice coloidal o vidrio de bario en una proporción de 20% a 80% en peso. Se encuentran disponibles en formato polvo/liquido, pasta/pasta, o encapsulados en formas auto polimerizables, foto polimerizables y de curado dual ⁴⁹.

En general, los cementos de resina son considerados como la mejor alternativa para la cementación de restauraciones cerámicas libres de metal debido a la posibilidad de unirse a la porcelana previo grabado ácido y silanización de esta. Además se ha determinado que la fuerza compresiva que se ejerce sobre la porcelana producto de la contracción de polimerización del cemento ayuda a proteger la restauración contra fuerzas de tensión ⁴⁹. Asimismo debido a que poseen estructuras químicas afines también poseen una unión química con las resinas compuestas indirectas ³.

Al utilizar estos cementos, la unión tanto a esmalte como dentina, ocurre por trabazón micro mecánica, sin embargo en esta última resulta en un proceso más complejo que involucra la eliminación del barro dentinario y desmineralización superficial de la dentina para luego ser infiltrada con un primer sin relleno al que la resina se adhiere químicamente en lo que se conoce como técnica de grabado total. En dentina, esta técnica a menudo deriva en sensibilidad postoperatoria por lo que ha sido desincentivada por algunos autores en pos de métodos auto-grabantes menos invasivos. Es importante considerar también que la presencia de eugenol residual derivado de los cementos temporales en la etapa de cementación de estructuras provisionarias puede interferir con la reacción de polimerización del adhesivo por lo que se recomienda el uso de cementos temporales libres de eugenol cuando la restauración definitiva será cementada con cementos de resina ⁴⁹. Igualmente la contracción de polimerización dependiendo del espesor del

cemento puede generar estrés lo suficientemente grande como para generar brechas en la interface diente/cemento lo que puede llevar a una falla adhesiva ⁴⁹.

Clasificación de los cementos de resina según mecanismo de activación:

El mecanismo de polimerización de los cementos de resina influye en sus propiedades mecánicas finales, pero por sobre todo determinan la utilidad clínica de estos.

Cementos de Foto-curado

Los cementos foto-polimerizables entregan un mayor tiempo de trabajo permitiendo un mejor asentamiento de la restauración, polimerización según la necesidad del clínico y mayor estabilidad del color ^{48, 49}. Sin embargo su uso se encuentra limitado a la cementación de carillas e inlays y en situaciones en las que el grosor del material y su opacidad no interfieren en la capacidad de la luz de polimerizar el cemento subyacente ^{4,48, 50}.

Cementos de Curado dual:

Se encuentran indicados cuando las restauraciones a cementar no permiten el paso de la luz hacia el cemento. Estudios iniciales indicaron que la resistencia máxima del cemento de curado dual no se lograba solo por curado químico ⁵¹, sin embargo nuevos estudios indican distintos tipos de interferencias entre ambas reacciones de polimerización, donde en algunas marcas comerciales el proceso de foto polimerización parece impedir que el cemento logre su máxima resistencia durante el curado dual ^{4, 52}. En la actualidad se recomienda retrasar lo más posible el curado por luz en este tipo de cementos ⁴. El manejo de los cementos de curado dual acarrea una serie de complicaciones. A pesar de que no existe una relación lineal entre el grado de conversión del cemento y sus propiedades mecánicas un curado incompleto puede generar reacciones químicas adversas y problemas de permeabilidad al ser usados con sistemas adhesivos simplificados. Se pueden además producir alteraciones biológicas como sensibilidad pulpar post cementación debido a la presencia de residuos de monómero sin reaccionar cuando se aplica en un grosor mínimo de tejido destinatario y sin la utilización de bases cavitarias ⁴⁸. Además, estos cementos pueden sufrir la oxidación de las aminas aromáticas presentes en su composición, parte del sistema de auto

curado, lo que resulta en una mayor inestabilidad del color respecto a los cementos de foto curado⁵³.

Cementos de Auto-Curado.

Los cementos de auto curado fueron los primeros cementos de resina en salir al mercado, presentan los mismos inconvenientes de los cementos de curado dual, un tiempo de trabajo limitado, inestabilidad del color y la posibilidad de incorporar burbujas a la mezcla cuando no se utilizan sistemas diseñados para evitar este ultimo inconveniente. Sin embargo esta modalidad se sigue empleando principalmente para la cementación de postes preformados y de estructuras metálicas, cuando la retención primaria no es la ideal y se requiere de un cemento con mayores propiedades que la de los cementos convencionales^{1, 54}.

Cementos Adhesivos.

Los cementos de resina adhesivos corresponden a cementos de curado dual que cuentan en su composición con un porcentaje de los llamados monómeros funcionales que poseen una afinidad por los iones metálicos lo que les entrega mayores valores de adhesión a este tipo de estructuras^{49, 55}. Nacen alrededor de 1980 cuando Morita (Osaka, Japón) saca al mercado Panavia, un cemento a base derivado del Bis-GMA con un monómero bifuncional modificado 10-metacriloyloxydecil dihidrogenofosfato (MDP) en un sistema polvo/liquido logrando una unión muy fuerte al metal grabado que excedía la unión al diente. En 1994 se le incorporó hidroxietil metacrilato (HEMA) como primer para esmalte y dentina, este producto conocido como Panavia 21 polimerizaba en ausencia de oxígeno y se entregaba con un gel para tal fin. Actualmente Panavia F se presenta como un producto auto grabante, autoadhesivo de curado dual en un sistema pasta-pasta que además presenta liberación de flúor⁴⁹.

Asimismo, aun antes del desarrollo de Panavia se modificó un cemento un cemento a base de Bis-GMA agregando entre sus componentes el monómero funcional, 4-metacril-oxi-etil-trimelitato-anhídrido (4-META). Este nuevo cemento fue comercializado bajo el nombre de C&B Metabond (Parkell, Farmingdale, New York) en un sistema polvo/liquido que presenta una elevada resistencia a la

tracción lo que permite utilizarlo en circunstancias donde la retención primaria no es la ideal ⁴⁹.

Cementos auto adherentes

Para lograr la cementación en un solo paso han surgido los cementos auto adherentes. Estos cementos son de curado dual y pueden ser utilizados sin la necesidad de aplicar sistemas adhesivos. Son presentados como resistentes a la humedad, capaces de liberar flúor producir menor sensibilidad postoperatoria y ser menos sensibles a la técnica respecto a otros cementos de resina. En general el bajo pH inicial, capaz de promover formación de una capa híbrida, es neutralizado por la apatita dentaria y el relleno alcalino de su composición. Presentan sin embargo, una baja adhesión a esmalte en relación a otras resinas compuestas, pero superior a la de los cementos de vidrio ionomero, por lo que su empleo en la cementación de carillas se encuentra limitado. Sin embargo esto puede ser solucionado con un paso adicional de grabado ácido del esmalte con ácido fosfórico (37%) obteniendo valores similares a los de un cemento de resina convencional ⁴. Algunos ejemplos de estos cementos son Relyx Unicem (3M ESPE, St. Paul, Minnesota), y (BisCem, Bisco, Schaumburg, Illinois) ⁴⁸.

Mecanismos de Adhesión.

Debido a una tendencia a ahorrar pasos clínicos, la mayoría de los sistemas adhesivos utilizados con los cementos de resina corresponden a sistemas simplificados de una botella que contiene un primer y adhesivo que se emplea a continuación del grabado ácido y los sistemas todo en uno, auto-grabantes. Ambos son ácidos y de naturaleza levemente hidrofílica. En la cementación, la capa superficial de los sistemas adhesivos ve inhibida su polimerización por la presencia de oxígeno y sus grupos ácidos compiten con los grupos peróxido por las aminas terciarias del agente cementante. Esta reacción compromete la copolimerización entre el cemento y el adhesivo y el efecto es mayor mientras más tarda en polimerizar el cemento. Además de esto, la naturaleza hidrofílica de los adhesivos permite el paso de agua a través de este una vez que ha polimerizado, comprometiendo la interface cemento/adhesivo. Las gotitas acumuladas en la interface pueden llevar a la falla adhesiva aumentando el estrés en esta zona. Para evitar estos problemas, se recomienda el uso de sistemas adhesivos de tres

pasos en una técnica de grabado total, o sistemas de dos pasos de autograbado
48

Resinas compuestas fluidas como agentes cementantes.

Como se mencionó con anterioridad las resinas compuestas fluidas tienen una composición similar a la de los cementos de resina. Es por esto que algunos fabricantes las presentan como opciones para la cementación de carillas de resina o porcelana ^{5,6,7} y coronas libres de metal ³². Al comparar sus propiedades con otros cementos de resina, no se encontraron diferencias significativas en cuanto a su resistencia a la tracción al compararla con la de los cementos de curado dual ⁸. Asimismo, se ha determinado una mayor estabilidad del color de las resinas compuestas en relación a otros cementos dentales de foto curado y curado dual ^{9,53}. Tampoco se han encontrado diferencias in-vitro en cuanto a micro filtración de restauraciones indirectas cementadas con resinas fluidas versus un cemento de curado dual ¹⁰. De todas formas, Beros encontró ciertas diferencias en la dureza superficial y resistencia a la tracción diametral de una resina fluida (WAVE) y dos cementos de curado dual (VARIOLINK y RELYX) donde la resina fluida presentó una menor dureza superficial y una mayor recuperación elástica y flexibilidad respecto a los cementos de curado dual, esto fue atribuido a la diferencia entre los mecanismos de polimerización y al UDMA presente en la resina WAVE ¹¹. A pesar de estas diferencias, las características de las resinas compuestas fluidas resultan alentadoras para su uso como cemento de elección para la cementación de carillas de porcelana, resina e inlays. Además, recientemente dentro de la línea de investigación de este estudio, Aranda comparó la profundidad de polimerización de resina compuesta fluida al ser polimerizada a través de cuerpos de varios materiales cerámicos utilizando la misma unidad LED empleada en este estudio (Radii-Cal SDI, Australia) por 60 segundos. Determinó que es posible lograr la polimerización de la resina fluida WAVE incluso a través de estructuras que se creían completamente opacas como el circonio ⁵⁶.

Profundidad de curado; Norma ISO 4049.

La norma internacional emitida por la Organización internacional de estandarización (ISO) que indica los requerimientos mínimos y las formas de prueba estándar de para los materiales compuestos dentales es la norma ISO4049. En esta son evaluadas varias de las características de estos materiales incluyendo la profundidad de curado para los materiales de foto polimerización. La profundidad de curado determina que tan grueso puede ser un cuerpo de resina foto polimerizable manteniendo al mismo tiempo un nivel de conversión de monómero aceptable (>50%)^{1,57}. Para determinarlo, según la norma ISO la resina a probar se coloca en un molde de acero y se foto polimeriza. Se retira entonces el material sin polimerizar con una espátula plástica y se mide el grosor obtenido con un micrómetro con una sensibilidad de 0,01mm. La profundidad de polimerización corresponde a la mitad de este valor. El estándar ISO corresponde a 1,5 mm aunque las resinas compuestas obtienen generalmente valores mayores a 2 mm^{57,58}. Los valores obtenidos por este método se correlacionan con otras metodologías como la medición de la dureza Vickers en la parte superior e inferior de la muestras de distintos grosores. Se considera que el material ha curado completamente cuando la diferencia entre ambas mediciones es inferior al 80%⁵⁷.

Fenómenos ópticos que inciden en la foto polimerización.

Una serie de fenómenos ópticos inciden en la capacidad de la luz emitida por una unidad de polimerización para alcanzar un cemento o resina de foto curado a través de una restauración indirecta con la suficiente intensidad como para lograr un grado de conversión adecuado. En estas condiciones, solo una porción de la luz emitida por la unidad de polimerización es capaz de incidir sobre la resina a foto curar, y esta cantidad está determinada por la sumatoria de varios fenómenos ópticos descritos a continuación.

Reflexión:

Cuando unas ondas de cualquier tipo inciden sobre una barrera plana como un espejo, se generan nuevas ondas que se mueven alejándose de la barrera. Este fenómeno se denomina reflexión. Cuando la luz es reflejada por una superficie, un porcentaje de dicha luz se pierde debido al fenómeno de absorción. La relación entre la luz reflejada y la luz incidente se denomina reflectancia de la superficie. Cualquier superficie que no es completamente negra puede reflejar luz y tanto la cantidad de luz como la forma en que dicha luz es reflejada se determina por las propiedades de reflexión de la superficie⁵⁹.

Reflexión especular (Fig. 1): Se produce cuando la superficie reflectora es lisa. Dicha reflexión obedece a dos leyes fundamentales:

1. El rayo incidente, el rayo reflejado y el normal a la superficie en un punto de incidencia se trazan en un mismo plano.
2. El ángulo de incidencia (i) es igual al ángulo de reflexión (r).

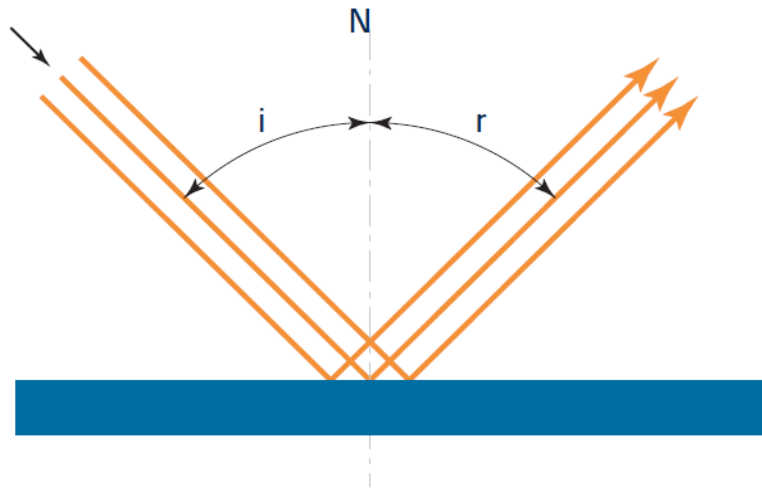


Figura 1: Reflexión Especular

Reflexión difusa (Fig. 2): Se produce cuando la luz que incide sobre una superficie es reflejada en todas las direcciones, siendo el rayo normal a la superficie el de mayor intensidad. Este tipo de reflexión se produce en superficies con una textura superficial más rugosa como el papel blanco mate, las paredes y cielos rasos de yeso, la nieve, etc ⁵⁹.

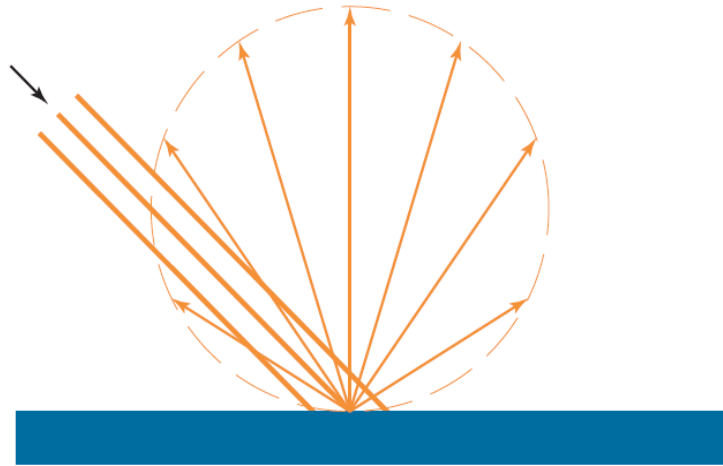


Figura 2: Reflexión Difusa.

Absorción:

Se denomina absorción a la transformación de la energía radiante en otra forma de energía, generalmente en forma de calor. Este fenómeno es una característica de todas las superficies que no son completamente reflectoras, y de los materiales que no son totalmente transparentes. La absorción de ciertas longitudes de onda de luz se denomina absorción selectiva. En general, los objetos de color se lo deben a esta propiedad ⁵⁹.

Refracción:

Al pasar de un medio a otro, el rayo de luz puede cambiar su dirección. Dicho cambio, se produce por una alteración en la velocidad de la luz. La misma disminuye si la densidad del nuevo medio es mayor, y aumenta si es menor. Este cambio de velocidad y de dirección se denomina refracción ⁵⁹.

Transmisión:

Es el paso de una radiación a través de un medio sin cambio de frecuencia de las radiaciones monocromáticas que la componen. Este fenómeno es característico de ciertos tipos de vidrios, cristales, plásticos, agua, otros líquidos, y del aire. Al atravesar el material, parte de la luz se pierde debido a la reflexión en la superficie del medio siguiente y parte se absorbe. La relación entre la luz transmitida y la luz incidente se denomina *transmitancia* del material ⁵⁹.

Transmisión regular (Fig. 3): En esta transmisión, el haz que incide sobre un medio, la atraviesa y sale de él como tal haz. Los medios que cumplen esta propiedad, se les denomina cuerpos “transparentes” y permiten ver con nitidez los objetos colocados detrás de ellos ⁵⁹.

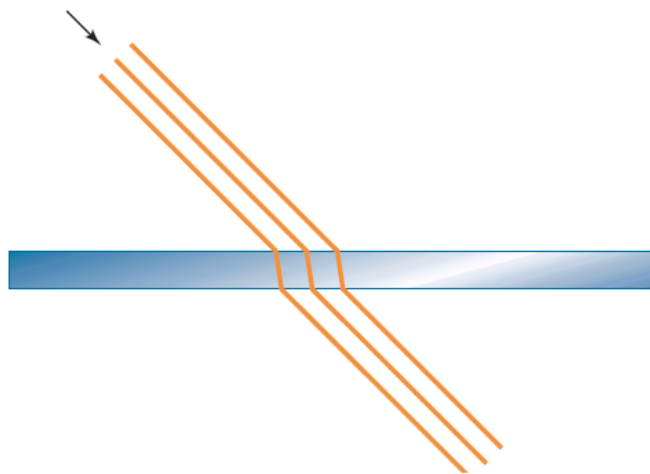


Figura 3: Transmisión regular

Transmisión difusa (Fig. 4): Transmisión en la que el haz incidente se difunde por el medio, saliendo del mismo en múltiples direcciones. A estos medios se les denomina “traslúcidos” ⁵⁹. Este tipo de transmisión corresponde a la percepción macroscópica de múltiples refracciones de la luz al interior de los materiales compuestos a medida que la luz atraviesa intermitentemente partículas de relleno, agente de enlace y matriz orgánica.

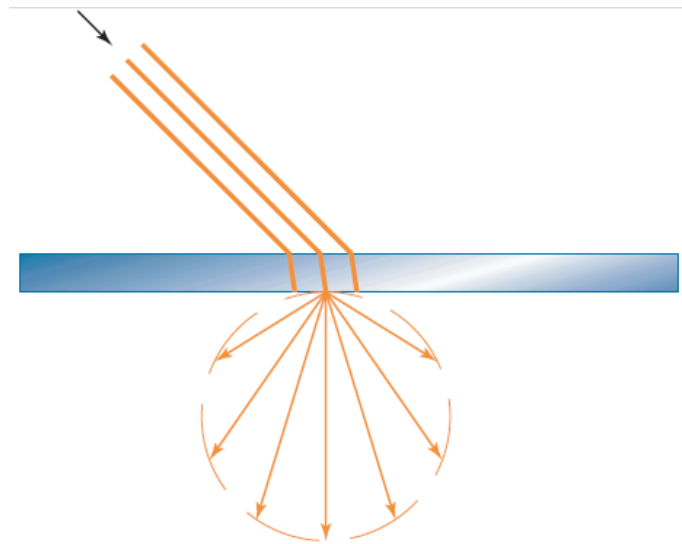


Figura 4: Transmisión Difusa.

En las piezas dentarias naturales el esmalte es el responsable de la difusión de la luz mientras que en la dentina se produce la absorción de esta. En la superficie dentaria ocurre reflexión especular y difusa. Además en conjunto se produce la transmisión especular y difusa de luz ⁶⁰.

Los materiales para restauraciones estéticas buscan imitar a los tejidos dentarios. La capacidad de lograr la transmisión y dispersión de la luz es lo que define a un material dental como translucido. Esta característica de translucidez es vital para lograr una apariencia natural y depende de cómo la luz difunde, es absorbida, reflejada, y transmitida por el material. En los materiales cerámicos esta depende de la cantidad de cristales en la matriz del material, su composición química y del tamaño de las partículas de relleno en relación a la longitud de onda de la luz que incide en ellas ⁶⁰. Independientemente del tipo de material, la translucidez de una restauración estética es principalmente afectada por el grosor de esta ⁶⁰.

Nazanin Emami y cols. evaluó la posibilidad de utilizar la ley de Beer-Lambert para predecir la absorción de luz por resinas foto curables. La absorción en las resinas compuestas está determinada por diversos factores como el grosor del cuerpo de resina, la diferencia entre los índices de refracción de la luz de la resina y el relleno inorgánico, el tamaño y densidad de las partículas de relleno y el volumen de este y la unidad de foto polimerización ¹².

La ley de Beer – Lambert dice que si un haz de luz monocromático pasa a través de un cuerpo su intensidad se atenúa según la siguiente ecuación:

$$P=P_0(1-R_F)\exp(-\alpha d),$$

Donde P_0 es la intensidad inicial, R_F es el coeficiente de reflectancia de Fresnel, α es el coeficiente de atenuación y d es el espesor de la muestra.

En el caso de las resinas compuestas $\alpha=\alpha_a(V_r)+\alpha_s(V_f, \Delta n, r, S)$ donde α es dividido en un un coeficiente de absorción (α_a) determinado por el volumen de resina (V_r) y un coeficiente de difusión (α_s) modificado por el volumen de relleno (V_f), la diferencia de el índice de refracción (Δn) el radio de partícula (r) y tratamiento de superficie (S).

Se determinó que valores más altos de translucidez se encontraba asociado a un menor grosor del cuerpo de resina, menor proporción de relleno, menor tamaño de partícula, menor densidad del relleno y una menor diferencia entre los índices de refracción de la resina y relleno. Además de esto se determinó que los mayores tamaños de partícula generan una menor translucidez al aumentar los espesores de resina compuesta en relación a los rellenos de partícula más pequeña. Existe además una mayor translucidez al utilizar unidades halógenas por la mayor distribución de las longitudes de onda producidas respecto a unidades Laser de un rango mas acotado. Sin embargo este mayor paso de luz se encuentra dado por las mayores longitudes de onda del espectro que no resultan del todo útiles al momento de polimerizar la resina compuesta ¹².

Fuentes de Luz para foto-polimerización.

El proceso de foto-polimerización resulta primordial para la utilización de gran parte del material utilizado en odontología. En este sistema, la fuente lumínica juega un papel primordial para lograr la polimerización completa del material.

Tanto las resinas como los cementos dentales de fotocurado y activación dual presentan en su mayoría a la CQ como elemento fotoiniciador. Esta absorbe energía a un espectro de luz visible entre 400 y 500nm, con un peak ideal de 468nm. En este sentido la fuente de luz debe emitir en una longitud de onda compatible con la de la CQ y en una intensidad adecuada a fin de polimerizar eficientemente el material.

Las distintas fuentes lumínicas varían tanto en el espectro de longitud de onda como en la intensidad de la luz emitida. Y esto incide directamente sobre las propiedades mecánicas de las resinas y la profundidad de la polimerización lograda ⁶¹.

Existen además para evaluar la intensidad de la luz emitida por los distintos sistemas distintos métodos, siendo el más popular el uso de radiómetros de mano. Los valores entregados por estas unidades varían de un modelo a otro, sin embargo es posible utilizarlos para evaluar el desempeño de una misma unidad a través del tiempo o para comparar dos unidades teniendo en cuenta que el valor obtenido no necesariamente resultara en los valores indicados por los fabricantes o será coincidente con aquellos obtenidos por otros métodos de medición ¹³. Existen además dentro de estos dispositivos aquellos diseñados tanto para unidades LED como Halógenas. En un estudio se determino que las mediciones realizadas en ambos tipos de dispositivos se correlacionan entre sí a pesar de que los valores obtenidos puedan variar ⁶².

Clasificación de las tecnologías para foto curado.

A lo largo de la historia se han desarrollado diversas tecnologías de emisión de luz para la polimerización de resinas compuestas. Estas tecnologías han ido evolucionando en el tiempo y con el paso de los años muchas de ellas han quedado obsoletas.

Polimerización por Luz Ultravioleta.

El primer sistema desarrollado para la foto polimerización no fue desarrollado para su uso odontológico sino que fue adaptado para este. Consistía en una unidad para la emisión de luz ultravioleta (365nm) a través de una varilla de cuarzo de una fuente de mercurio a alta presión desarrollada en los años 70. Este significó un salto enorme al implicar polimerización “bajo demanda” que era imposible de obtener con los sistemas de auto-curado que existían hasta la fecha. Los tiempos de exposición eran de 20 segundos, pero 60 segundos entregaban un resultado óptimo. Las resinas foto-curadas por este sistema se encontraban basadas en un foto iniciador en base a compuestos tipo éter benzoinico que se rompía en múltiples radicales, sin necesitar compuestos intermediarios. Este sistema poseía sin embargo múltiples fallas. Primero por la limitada capacidad de la luz ultravioleta de penetrar el material por lo que este debía colocarse en incrementos pequeños y limitados en profundidad. Además existen antecedentes de posibles efectos nocivos producto de la exposición de tejido ocular a las emisiones de onda corta como quemaduras corneales y formación de cataratas así como también cambios en la microflora oral¹³.

Polimerización por luz visible y luz halógena convencional.

El 24 de Febrero de 1976 el Dr. Mohammed Bassoiuny de la Escuela Dental Turner, Manchester colocó la primera resina dental polimerizada por luz visible en la boca de un colega. Nuevamente esta tecnología fue adaptada de la industria. Específicamente utilizada para la polimerización de capas delgadas de resinas para la imprenta, recubrimiento de metales y plásticos y pinturas. La optimización del sistema de iniciación utilizando canforquinona y una amina alifática como co-iniciador fue clave para el éxito de este sistema que continua siendo el más utilizado hasta el día de hoy. La unidad consistía en una fuente

halógena de cuarzo-tungsteno un cristal para la absorción de calor y un filtro lumínico que permitía el paso de luz entre 400 y 550 nm. Este sistema permitió la polimerización de incrementos de hasta 2mm en tiempos de 40 a 60 segundos y la minimización del riesgo de cataratas y alteraciones de la micro flora oral. Sin embargo las frecuencias de luz emitida todavía se encontraban dentro del rango capaz de causar daño ocular directo como quemaduras de retina por lo que le recomendaba a los usuarios emplear filtros entre sus ojos y la luz. Los llamados “bloqueadores de azul” permiten visualizar el campo en la medida en que permiten el paso de longitudes de onda mayores mientras impiden el paso de las ondas más cortas del espectro previniendo el daño ocular ¹³.

La tecnología halógena de cuarzo-tungsteno ha sufrido varios cambios a lo largo del tiempo. La potencia fue aumentada de 35 W hasta 100 W para unidades de mano y hasta 340 W para las unidades de mesa. La intensidad de luz obtenida varió de 400 a 500 mW/cm² a un extremo de 3000 mW/cm². Además de hacerse común un sistema de enfriamiento por medio de un ventilador ¹³.

Algunas unidades conocidas como lámparas halógenas de cuarzo tungsteno de alta intensidad fueron desarrolladas luego con la finalidad de competir con las lámparas de arco de plasma. A fin de igualar la potencia lumínica de estas últimas se desarrolló un modo de alta intensidad que básicamente consistía en el aumento del voltaje excediendo los valores de tolerancia sugeridos por el fabricante. Los tiempos de exposición de estas modalidades no superaban los 10 segundos a fin de no dañar las unidades. Además fue desarrollada una punta “Turbo” que consistía en un cable de fibra óptica rígido que poseía un menor diámetro en su región distal respecto a la proximal de modo que la misma cantidad de luz se veía concentrada en una menor área logrando una intensidad hasta 1.6 veces mayor. Estas puntas aun son utilizadas en lámparas L.E.D. para ayudar a mejorar la cantidad de luz resultante. Sin embargo en E.E.U.U. existe una tendencia a discontinuar el uso de este tipo de lámparas incandescentes debido a su ineficiencia energética. El gobierno de este país se ha propuesto eliminar del mercado las ampollitas de 100 W para el año 2012 y continuar con la remoción de la ampollita de 40W para el año 2014 ¹³.

La lámpara Elipar™ 2500 (3m ESPE, St. Paul, U.S.A.) utilizada en este estudio, corresponde a una lámpara halógena convencional que produce luz de alta intensidad en el espectro visible ,400-500nm con un peak de 470nm, a una intensidad de 600mW/cm². Cuenta con un foco de tungsteno halógeno de 75W, con una vida media de 23 horas, que es reflejado y filtrado selectivamente para reducir la luz ultravioleta, infrarroja y la luz visible innecesaria. Cuenta además con un ventilador para su enfriamiento ⁶³.

Laser de Argón.

El laser de argón fue desarrollado inicialmente para la aplicación de recubrimientos en forma industrial. En su adaptación para la odontología el laser de argón fue introducido en una primera instancia para mejorar los efectos de los agentes blanqueadores en Europa, para lo que aun hoy es utilizado. Sin embargo al ser llevado a E.E.U.U. solo el clínico tenía permitido manejar la unidad por lo que resultó mucho más lucrativo el emplearlo como una fuente de polimerización. Estos dispositivos proporcionaban gran resistencia mecánica a la resina debido a la alta intensidad de energía radiante resultante. Sin embargo su elevado costo, la incapacidad del personal para remplazar la fuente, y el hecho de que el funcionamiento de la maquina ocasionaba un notorio aumento en la temperatura ambiente hicieron que esta tecnología quedara rápidamente obsoleta. Además, las longitudes de onda proporcionadas por la maquina no resultan eficientes en la activación de la canforquinona. El peak entregado por estas unidades era de 514 nm. Esta longitud de onda era comúnmente empleada para proveer hemostasis por lo que algunas unidades europeas contaban con esta opción ¹³.

Luz de Arco de plasma.

La luz de arco de plasma fue desarrollada inicialmente para la visualización de campos operatorios (endoscopia, colonoscopia) La fuente consistía en dos electrodos de tungsteno separados por una pequeña distancia dentro de una cámara llena de gas a alta presión. Esta cámara contaba con una ventana de

zafiro sintético por la que era emitida la luz y una superficie parabólica que la reflejaba. Al activarse, la corriente eléctrica ioniza el gas y forma un puente (plasma) entre ambos electrodos lo que inicia la emisión de luz. Esta era luego mantenida por un sistema de feedback que realizaba los ajustes para mantener la luz. El gas utilizado inicialmente era Argón lo que entregaba una emisión extremadamente alta, por lo que se dijo que exposiciones de menos de un segundo eran suficientes para remplazar la exposición convencional de 40 a 60 segundos para luz halógena. La luz debía ser altamente filtrada ya que contenía una gran cantidad de luz infrarroja y ultravioleta. Una unidad típica tenía una potencia de $2000\text{mW}/\text{cm}^2$ y entregaba luz en un espectro de 380 a 500nm con un peak en torno a los 460nm donde la canforquinona tiene su absorción óptima. Si bien las primeras unidades no podían entregar periodos de exposición mayores a 3 segundos debido a la falta de retroalimentación lo suficientemente sofisticada con el tiempo fueron capaces de lograr una polimerización adecuada con exposiciones de 10 segundos ¹³.

. Luz L.E.D.

La tecnología LED se basa en la diferencia entre dos sustratos semiconductores diferentes para determinar la longitud de onda de la luz emitida. Son mucho más eficientes que las fuentes para fotocurado previamente desarrolladas, más ligeras y pueden ser fácilmente alimentados por baterías permitiendo su portabilidad ¹³.

L.E.D. de primera generación

Las lámparas de primera generación fueron introducidas en el año 2000. En general, el diseño constaba de una lámpara compuesta por múltiples unidades individuales que funcionaban al unísono, cada chip entregaba 30-60mW ubicados de tal forma que en conjunto lograban la potencia suficiente para activar la CQ. Existían diseños desde 7 a 64 unidades pero aun así, la radiación producida no era equiparable a la de las lámparas halógenas a pesar de que la gran mayoría de

la radiación producida por LED se encontraba dentro del rango de longitud de onda para la activación de la CQ. Además, la alimentación se encontraba basada en baterías Ni-Cad que tenían un pobre desempeño y además sufrían de efecto de memoria ¹³.

L.E.D. de segunda generación.

Gracias a avances realizados el año 2000 fue posible introducir múltiples diodos en un solo chip. Los fabricantes comenzaron a desarrollar nuevos chips de 1W (140)mW de salida en las luces de foto-curado. Estos eran elaborados para emitir un la longitud de onda específica para la CQ siendo denominados como LEDs dentales azules. Posteriormente, apareció un nuevo chip de 5W con 600mW de salida lo que entregaba una luminiscencia 10-20 veces mayor a los chips de primera generación. Sin embargo las longitudes de onda emitidas tanto por estas lámparas como por las de primera generación se encontraban fuera del espectro para la activación de foto iniciadores alternativos ¹³.

La tecnología de las baterías también mejoró, se comenzaron a utilizar las de níquel- hidruro metálico (Ni-MH). El problema principal para esta generación derivaba del aumento de la potencia concentrada en un área relativamente pequeña lo que ocasionaba un aumento de temperatura en los chips. Esto fue controlado por medio de un termostato incorporado a la lámpara además de la incorporación de disipadores metálicos. Incluso se ha visto el retorno de la refrigeración con ventiladores ¹³.

Recientemente han sido desarrollados nuevos LEDs aun más potentes de 10W (LZ4-00DB10, LedEngin, Inc.) y 15W (LZ4-00CB15, LedEngin, Inc.) capaces de entregar 4.2W y 5.6W de potencia radiante respectivamente. Con el dramático aumento en la potencia de salida de las lámparas LED estas han sido capaces de sobrepasar a las demás fuentes luminosas acortando los tiempos de exposición ¹³.

La lámpara Radii-Cal, utilizada en este estudio, corresponde a una lámpara LED de alta intensidad que entrega hasta 1200 mW/cm². Funciona con una batería de Ion-Litio, y posee un radiómetro incorporado en su base que indica por medio de 5 LEDs la potencia porcentual de la lámpara presentando una intensidad adecuada al estar encendidos 4 o 5 luces. Permite la utilización de modo “rampa” por medio encendido y apagado rápido ⁶⁴.

LED de tercera generación.

Las lámparas de tercera generación buscaron terminar con la limitación de sus predecesoras en la activación de foto iniciadores alternativos. Para esto las primeras unidades constaban de un chip de 5W rodeado de 4 Leds violetas de baja potencia (alrededor de los 400 nm). Estas unidades se encuentran normalmente alimentadas por baterías de NiMH o Li-ion y son capaces de activar cualquier tipo de resina gracias a su amplio rango de longitud de onda.

Las lámparas de nueva generación vienen en forma de pistola similar a las de cuarzo-tungsteno con una punta “turbo” o bien un haz de fibra óptica, o bien en una forma similar a un lápiz con el chip en su porción distal ¹³.

En la actualidad, las unidades de foto polimerización más populares corresponden a la luz halógena y a las unidades LED. Estas últimas, a partir del desarrollo de LEDs de segunda generación pasaron a competir directamente con las lámparas halógenas convencionales que en la actualidad se encuentran en retirada ya que la tendencia apunta a elegir tecnologías más eficientes.

Como hemos visto, para la cementación de restauraciones estéticas indirectas se prefiere de ser posible, a los cementos de foto polimerización por sus mejores propiedades mecánicas y mayor estabilidad de color. Así, ya que son similares a este tipo de cementos, las resinas compuestas fluidas han sido propuestas como material de cementación para carillas y otras restauraciones estéticas indirectas. Sin embargo, como mencionamos, la utilización de estos materiales de foto curado solo es posible si se logra una intensidad suficiente de luz, en una longitud de onda adecuada a nivel del material empleado como

cemento a través de las restauración a cementar. Es así que como la unidad de polimerización juega un papel importante en la cantidad de energía que incidirá sobre el material de cementación.

Dado que la profundidad de cementación es un indicador adecuado para evaluar el grado de conversión de una resina compuesta, resulta interesante determinar y comparar la profundidad de polimerización de una resina compuesta fluida obtenida a través de cuerpos de resina indirecta de distintos grosores mediante luz halógena convencional y unidades LED de segunda generación.

Hipótesis:

Existen diferencias significativas entre las profundidades de polimerización de una resina compuesta fluida logradas mediante luz L.E.D. y luz halógena convencional al interponer bloques de resina indirecta de distintos grosores.

Objetivos generales:

Determinar la profundidad de polimerización de muestras de resina compuesta fluida al ser polimerizadas mediante luz L.E.D y Luz halógena convencional interponiendo bloques de resina Art-glass de distintos grosores.

Objetivos específicos:

- Determinar la profundidad de polimerización en probetas de resina compuesta fluida al iluminar por 40 segundos a través de un bloque de resina Art-glass de 3mm de grosor mediante luz L.E.D.
- Determinar la profundidad de polimerización en probetas de resina compuesta fluida al iluminar por 40 segundos a través de un bloque de resina Art-glass de 3mm de grosor mediante luz Halógena.
- Determinar la profundidad de polimerización en probetas de resina compuesta fluida al iluminar por 40 segundos a través de un bloque de resina Art-glass de 4mm de grosor mediante luz L.E.D.
- Determinar la profundidad de polimerización en probetas de resina compuesta fluida al iluminar por 40 segundos a través de un bloque de resina Art-glass de 4mm de grosor mediante luz Halógena
- Analizar comparativamente los resultados.

Materiales y métodos:

Muestra:

El tamaño de la muestra para este diseño experimental. fue determinado en mediante el Software G-Power3 con un tamaño de efecto de 0.5 (mediano) un poder estadístico de 0.8 calculado para 4 grupos de estudio con un intervalo de confianza definido como 95% ($\alpha=0,05$). Este análisis arrojó un tamaño total de muestra de 48. El tamaño total de la muestra fue definido entonces en forma arbitraria (N=60) compuesta de 4 grupos de estudio de 15 muestras cada uno. Adicionalmente se realizaron 2 grupos control de 8 muestras cada uno. La razón de tener un grupo control más acotado radica en que se esperó una limitada dispersión de los datos basándonos en estudios anteriores^{56, 65}.

Procedimientos:

La fase experimental fue realizada en el Laboratorio de Biomateriales Dentales del departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile.

Para la realización de este trabajo se confeccionaron 2 especímenes de Resina compuesta (Art-glass, Heraeus Kulzer, Germany, color A3) con las siguientes medidas:

1 espécimen de 3mm de alto, y 6mm. de diámetro.

1 espécimen de 4mm de alto, y 6mm. de diámetro.

A través de estos se polimerizaron espesores de resina fluida WAVE, Iv, SDI, Australia. color A3 de 4mm de alto y 6mm de diámetro utilizando una lámpara de luz halógena Elipar™ 2500 3M, St. Paul, U.S.A. y una lámpara de luz L.E.D. RADII SDI, Australia, con un tiempo de polimerización de 40 segundos medidos con cronometro. Se utilizaron estas dimensiones en una modificación del protocolo detallado en la norma ISO:4049.2009. dado que en estudios anteriores dentro de la línea de investigación de la que forma parte este estudio se estableció que la longitud de los cuerpos de resina fluida polimerizados a través de otras estructuras indirectas era menor a 4mm^{18,56}. En este estudio, dichos espesores fueron obtenidos mediante formadores metálicos calibrados para tal efecto en los

que se colocaron los incrementos de resina fluida, hasta enrazar la superficie. Luego entre el espécimen de resina Art-glass y la probeta a polimerizar se interpuso un cobre-objeto (**Figura 5**).



Figura 5: Esquema del proceso de foto-polimerización modificado de Aranda y Cols. ⁽⁶⁶⁾ (A) Resina Wave en el formador metálico de 4mm de profundidad, donde se puede apreciar el cobre-objeto interpuesto así como el bloque de Art-Glass de 4mm interpuesto previo a su polimerización (B).

Al mismo tiempo se polimerizaron incrementos de resina compuesta fluida sin la interposición de un cuerpo de resina indirecta, utilizando el mismo formador metálico para ambas fuentes de luz por un lapso de 40 segundos con el objetivo de servir como controles del proceso de polimerización.

Las probetas de resina compuesta fluida y los especímenes de porcelana fueron divididos en 3 grupos constituidos de la siguiente manera.

Grupos de estudio

- Grupo “3mm LED”: 3mm de Resina Indirecta + 4mm de resina compuesta fluida por 40 segundos mediante luz L.E.D.
- Grupo “3mm QTH”: 3mm de Resina Indirecta + 4mm de resina compuesta fluida por 40 segundos mediante luz Halógena
- Grupo “4mm LED”: 4mm de Resina Indirecta + 4mm de resina compuesta fluida por 40 segundos mediante luz L.E.D.

- Grupo “4mm QTH”: 4mm de Resina Indirecta + 4mm de resina compuesta fluida por 40 segundos mediante luz Halógena

Grupos control.

- Grupo “Control QTH”: 4mm de resina compuesta fluida por 40 segundos mediante luz Halógena.
- Grupo “Control LED”: 4mm de resina compuesta fluida por 40 segundos mediante luz L.E.D.

Terminada la polimerización el cuerpo de resina fue retirado del formador metálico y los restos de material sin polimerizar se retiraron con la ayuda de una espátula plástica. Posteriormente, cada cuerpo de resina fluida polimerizada fue medido con un micrómetro con sensibilidad de 0.01mm según la norma ISO 4049 ⁽⁵⁸⁾.

Antes de comenzar con el experimento, ambas unidades de foto curado fueron medidas por medio de un radiómetro Optilux (Kerr, Demetron) con un rango de lectura entre los 400-500nm (**Figura 6a-b**). Obteniéndose valores similares para ambas lámparas. Además, la intensidad de la de la unidad LED fue corroborada cada 5 cuerpos de prueba mediante el radiómetro incorporado en esta obteniéndose en todo momento un funcionamiento óptimo (5 LEDs encendidos) (**Figura 6c**).

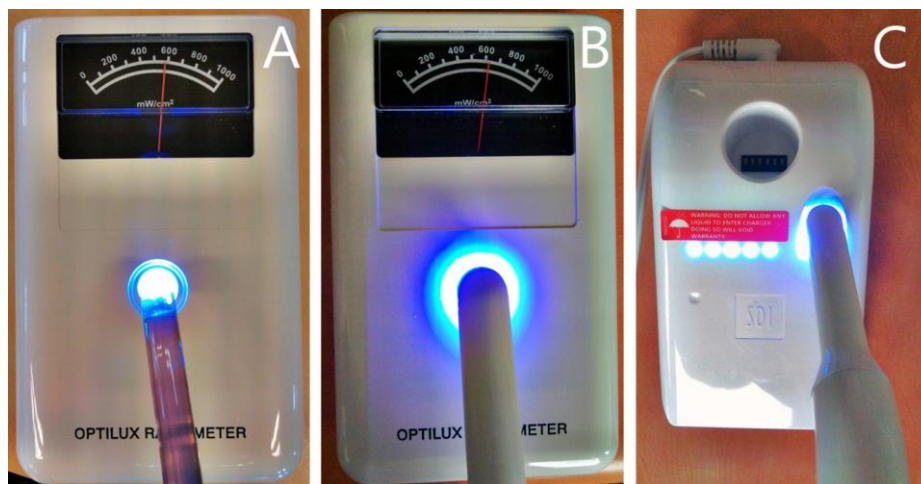


Figura 6: Se aprecian las mediciones en el radiómetro Optilux (Kerr Demetron) para la lámpara Elipar (A) y Radii (B) así como la medición porcentual obtenida por el radiómetro incorporado en la unidad LED (C).

Análisis Estadístico:

Una vez obtenidos los datos, estos fueron tabulados y divididos por 2 según la norma ISO4049:2009 y procesados mediante el software para estadística STATA®.

Previo a la realización de las pruebas estadísticas se describió la muestra de los valores de profundidad de polimerización para cada grupo y se determinó el tipo de distribución presentada por estos mediante el test de Shapiro-Wilk, el cual arrojó normalidad para todos los grupos. Hecho esto, se realizó un test de análisis de varianza ANOVA de una vía con corrección de Bonferroni ($p < 0,05$) incluyendo los grupos control. Como se esperaba, no se dio la condición de homocedasticidad dado la poca dispersión de los datos del grupo control, esto sin embargo no invalida los resultados dado el p obtenido.

Una vez establecidas las diferencias del grupo control con los grupos de estudio se realizó un segundo ANOVA con corrección de Bonferroni para determinar si existían diferencias entre los grupos de estudio y entre cuales de estos se presentaron estas diferencias. De este estudio fueron excluidos los grupos control debido a la poca dispersión de los datos para estos grupos, dándose así la condición de homocedasticidad entre los grupos.

Se determinó además la diferencia de medias y el tamaño del efecto junto al poder estadístico de cada asociación en base a una desviación estándar combinada obtenida a partir de los grupos de estudio por medio de un post test para la determinación del poder utilizando G-Power.

Resultados:

Resultado de las mediciones:

Grupos					
Control LED (mm)	Control QTH (mm)	3mm LED (mm)	3mm QTH (mm)	4mm LED (mm)	4mm QTH (mm)
4.00	4.00	3.64	3.46	2.58	2.36
4.03	4.01	3.43	3.21	2.71	2.56
3.97	4.03	3.57	3.35	2.46	2.40
3.99	3.97	3.59	3.15	2.64	2.46
4.02	3.98	3.58	3.37	2.61	2.55
4.02	4.00	3.61	3.38	2.68	2.48
4.02	4.02	3.46	3.39	2.70	2.45
3.98	3.99	3.63	3.29	2.64	2.49
		3.55	3.21	2.76	2.34
		3.55	3.26	2.57	2.43
		3.54	3.30	2.65	2.44
		3.62	3.10	2.76	2.48
		3.61	3.27	2.50	2.47
		3.71	3.34	2.64	2.49

Tabla1: Alturas de los cuerpos de resina fluida polimerizada para cada grupo expresados en milímetros (mm) obtenidos al medir con un micrómetro con sensibilidad de 0,01 mm.

Descripción estadística de la muestra:

Variable	N°Obs.	Media (mm)	Desviación Std. (mm)	Varianza (mm ²)	Min. (mm)	Max. (mm)
3mm LED	15	1.789	.0345481	.001	1.715	1.855
3mm QTH	15	1.649	.0497207	.002	1.550	1.730
4mm LED	15	1.316	.0428952	.002	1.230	1.380
4mm QTH	15	1.224	.0335126	.001	1.170	1.280
Control LED	8	2.001	.0109992	.000	1.985	2.015
Control QTH	8	2.000	.0100000	.000	1.985	2.015

Tabla 2: Descripción de los datos una vez calculada la profundidad de polimerización de las muestras. N°Obs = número de mediciones por grupo. Std. = estándar. Min = valor mínimo. Max = valor máximo. Nótese que la varianza en los grupos control es mínima debido a que en todas las muestras se polimerizó el total de la probeta de resina

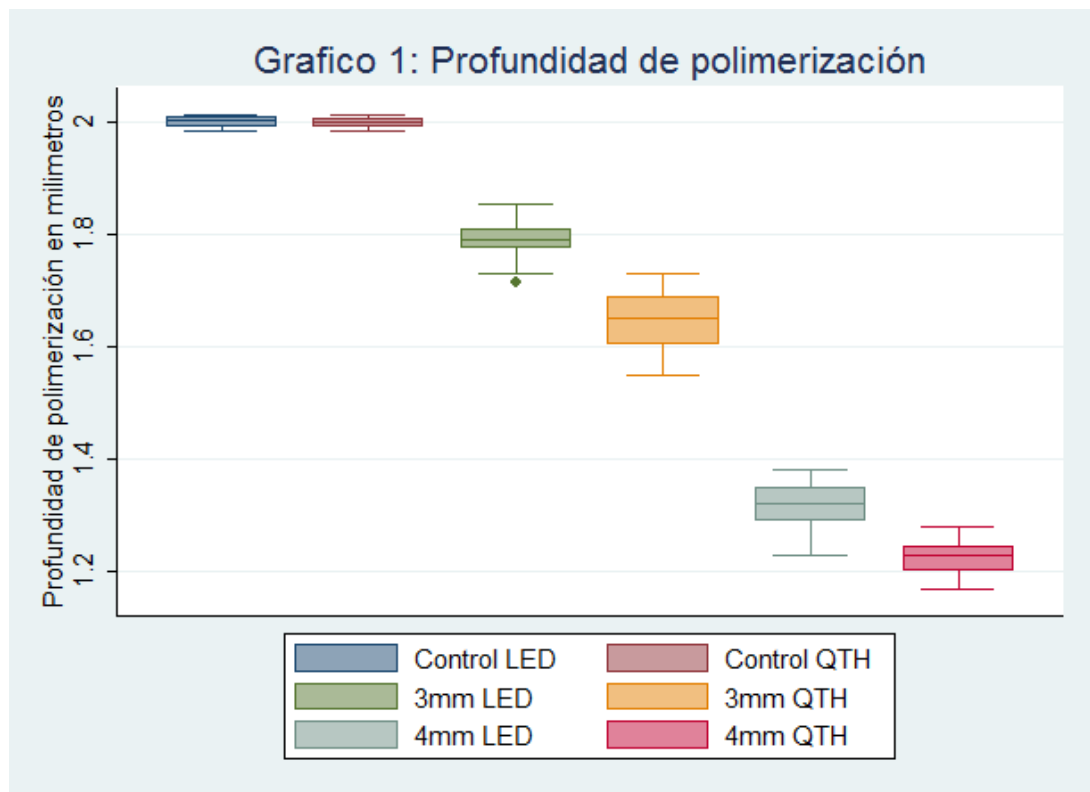


Gráfico 1: Profundidad de polimerización. En el gráfico de cajas la mediana se encuentra representada por la línea central de cada caja. Los bordes superior e inferior de la caja representan el 50% de los datos mientras que los bigotes muestran la ubicación de los datos restantes que se encuentran en un rango de 1.5 desviaciones estándar respecto a la media. Se aprecian diferencias entre los grupos control y los grupos polimerizados interponiendo 3 y 4 mm de Art-Glass.

Cálculos estadísticos:

Grupo	Valor P
3mm LED	0,510
3mm QTH	0,755
4mm LED	0,968
4mm QTH	0,434
Control LED	0,184
Control QTH	0,993

Tabla 3: Test de Normalidad (Shapiro-Wilk) por grupo: Al ser todos los valores >0,05 se asume una distribución normal para todos los grupos en estudio por lo que es posible realizar test paramétricos.

Comparación entre grupos de estudio y grupos control:

Se realizó un test de ANOVA de una vía con corrección de Bonferroni. Encontrándose diferencias estadísticamente significativas ($p=0.000$, Poder($1-\beta$)=1.0) al comparar a los grupos control con los grupos de estudio. No así, al comparar ambos grupos control, donde no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=1.000$).

Comparación entre grupos de estudio:

Al presentar todos los grupos distribución normal y cumplirse la condición de homocedasticidad, confirmado mediante el test de Bartlett ($p>0,05$), se aplicó un test ANOVA para determinar las diferencias entre grupos. Los resultados de este indican que existen diferencias significativas ($p<0,05$) entre los grupos con un $p=0.000$. Asimismo, el post-test de Bonferroni arrojó diferencias significativas en todas las comparaciones realizadas (ver **Tabla 4**).

	3mm QTH	4mm LED	4mm QTH	
3mm LED	SI	SI	SI	Diferencia
	0.000	0.000	0.000	Valor-p
	1.75	5.91	7.06	T. Efecto
	1	1	1	Poder ($1-\beta$)
	0.14 mm	0.473 mm	0.565	Δ Medias
3mm QTH		SI	SI	Diferencia
		0.000	0.000	Valor-p
		4.16	5.31	T. Efecto
		1	1	Poder ($1-\beta$)
		0.333 mm	0.425 mm	Δ Medias
4mm LED			SI	Diferencia
			0.000	Valor-p
			1.15	T. Efecto
			0.999	Poder ($1-\beta$)
			0.092 mm	Δ Medias

Tabla 4: Comparación de medias con corrección de Bonferroni. Expresa los valores obtenidos en la corrección de Bonferroni y su interpretación. Se adjuntan además los valores calculados de tamaño de efecto (T. Efecto) y poder estadístico ($1-\beta$) para cada interacción en base a una desviación estándar combinada (0,04mm) y la diferencia de las medias (Δ Medias) para cada comparación.

Discusión:

La utilización de las resinas compuestas fluidas, como otros cementos de foto-curado como medio cementante para restauraciones indirectas libres de metal, se encuentra limitada por la capacidad de la luz de atravesar la estructura y polimerizar el pequeño espesor de resina que ocupa la inter-fase diente/restauración. 25 micrones es el grosor estándar según la literatura ⁶⁷.

Al ver los valores obtenidos vemos que para los grupos control se alcanzaron fácilmente los dos milímetros en cuanto a la profundidad de polimerización. Estos valores se encuentran por encima del mínimo establecido en la norma ISO4049:2009. Asimismo, los valores obtenidos al polimerizar con ambas unidades de polimerización a través de 3mm de resina Art-Glass se encuentran por sobre esta medida. No así al polimerizar a través de 4mm de resina indirecta donde ninguna de las dos unidades alcanzó el mínimo de 1,5mm de profundidad de polimerización de resina fluida al polimerizar por 40 segundos.

Sin embargo, este mínimo establecido en la norma ISO:4049:2009 debiera resultar relevante para resinas de restauración directa, no así necesariamente para los cementos de resina. Esto debido a que por definición la profundidad de polimerización determina la profundidad máxima de curado en la que se obtiene un grado adecuado de conversión del material. Esto implica, a pesar de que las muestras polimerizadas a través de 4mm de resina indirecta no alcanzan un mínimo de profundidad según la norma ISO:4049, existe un grado adecuado de conversión del material para las profundidades de polimerización obtenidas. Esto sin embargo no implica que las propiedades mecánicas de la resina compuesta fluida polimerizada interponiendo cuerpos de resina indirecta de 3mm versus 4mm sean similares. Para determinar si estas diferencias existen son necesarios estudios adicionales.

Al comparar los grupos polimerizados mediante luz LED versus aquellos polimerizados por luz halógena convencional encontramos diferencias significativas en todos los grupos. Los valores más altos a favor de la luz LED se

explican dada la mayor potencia de salida de la lámpara LED respecto a la de luz halógena convencional ($1200\text{mW}/\text{cm}^2$ vs $600\text{mW}/\text{cm}^2$ respectivamente). Esto también podría estar explicado por el hecho de que el peak de longitud de onda emitido por la lámpara LED (460nm) se encuentra más cercano al peak de activación de la CQ (468nm). Y por lo tanto la intensidad de la luz entregada en este nivel en comparación con lámparas de luz halógena es mayor. Mousavinasab encontró diferencias significativas con mayores valores para profundidad de polimerización, dureza vickers y una menor producción de calor para resinas compuestas polimerizadas mediante luz LED versus una lámpara halógena convencional ⁶⁸.

Es importante recordar que la lámpara LED utilizada para este estudio corresponde a una lámpara LED de segunda generación, esto debe ser tomado en cuenta, dadas las variaciones en cuanto a la intensidad emitida por estas lámparas de acuerdo a la generación a la que pertenecen. En un Estudio de Ernst y colaboradores, que estudió la profundidad de polimerización a una distancia de 7mm con luz LED de primera y segunda generación y Luz halógena convencional encontraron menores valores de polimerización para las lámparas LED de primera generación respecto a las de segunda generación y luz halógena convencional ⁽⁶⁹⁾.

Hemos visto, dado los resultados de este estudio, que existe una diferencia estadísticamente significativa en la profundidad de polimerización lograda al variar el espesor de la resina indirecta interpuesta de 3mm a 4mm tanto para aquellas muestras polimerizadas por medio de luz LED como Halógena convencional. Al comparar los tamaños de efecto (TE) y diferencia de medias (ΔX) al variar el grosor del cuerpo interpuesto de los grupos polimerizados mediante luz LED (TE=5.91, $\Delta X=0,473$ mm) versus aquellos polimerizados mediante luz halógena (TE=5.31, $\Delta X=0,425$ mm) vemos que existe una menor variación entre los grupos polimerizados por esta última. Esto podría deberse a un aumento de temperatura asociado a la polimerización con lámparas convencionales lo que según Hansen y Amussen puede ocasionar un leve aumento en la profundidad de polimerización. Sin que esto se entienda como una ventaja a favor de las lámparas convencionales ya que un pequeño aumento en la profundidad de polimerización

es a expensas de un aumento de la temperatura desproporcionadamente alto ⁷⁰. Además al comparar los TE obtenidos al variar 1mm el grosor del cuerpo interpuesto para ambas unidades de polimerización resultaron en promedio 6.5 veces mayores que los TE asociados a la variación de la fuente de luz para un mismo grosor del cuerpo de Art-Glass interpuesto. Esto implica que la variación en la profundidad de polimerización al variar el cuerpo interpuesto en 1mm resulta más importante que el asociado al hecho de cambiar el tipo unidad de polimerización utilizada.

El-Mowafy y cols. determinaron que siempre existe una atenuación de la luz al atravesar estructuras indirectas y que estos valores disminuyeron hasta un 70% al atravesar cuerpos de resina de tan solo 1mm de grosor, siendo la luz completamente opacada al utilizar grosores de 4mm ⁷¹. Esto se condice con los resultados obtenidos por Bórquez quien determinó que la profundidad de polimerización a través de bloques de porcelana varía inversamente respecto al grosor del cuerpo interpuesto ¹⁸. Otros autores han encontrado resultados similares al interponer resinas compuestas ^{56,65}. Esta diferencia, en cuanto al grosor de la resina interpuesta es también estadísticamente significativa para todos los grupos al compararlas con su respectivo control ($p < 0,05$).

Navarrete encontró diferencias estadísticamente significativas en la dureza y tensión diametral y dureza superficial entre cuerpos de resina fluida (WAVE, mv, SDI. Australia). Con mejores valores para la aquellos cuerpos polimerizados mediante luz L.E.D. que con luz halógena convencional ⁷². Esto se condice con lo descrito por otros estudios donde además se ha encontrado una disminución en la dureza en las zonas profundas de un cemento dental polimerizado a través de bloques de porcelana ⁷³.

A pesar de que es posible entregar suficiente energía radiante a través de espesores de hasta 4mm para alcanzar un cierto grado de conversión que permite lograr profundidades de polimerización importantes de la resina compuesta fluida subyacente, la literatura recomienda sin embargo, recurrir a cementos de resina de curado dual toda vez que grosor de la restauración a cementar sea mayor a 2mm ^{74,75}. Dado que las propiedades mecánicas de los cementos de resina se

ven afectadas al incrementarse los grosores de las restauraciones indirectas. Es importante destacar que esto es válido tanto para los cementos de foto curado y resina compuesta fluida como para los cementos de curado dual ^{71,76}. Junto con esto, Fuentes, en un estudio in vitro que evaluó la resistencia adhesiva ante fuerzas de cizallamiento de un cemento de curado dual versus una resina compuesta fluida para la cementación de un cuerpo de prueba de 3mm no encontró diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) ⁷⁷.

Al Comparar los resultados de profundidad de polimerización de WAVE a través de cuerpos de Art-Glass mediante la unidad LED de este estudio con los resultados de Aranda y cols. para WAVE polimerizada a través de distintos materiales cerámicos mediante la misma unidad LED empleada para este estudio por 60 segundos ⁵⁶ observamos que el mayor tiempo de foto curado permitió lograr con Finesse, una porcelana feldespática, profundidades de polimerización comparables a los obtenidos aplicando 40 segundos de luz a través de los cuerpos de Art-Glass. Esto indica una mayor translucidez a favor de los materiales a base de resina versus los materiales cerámicos mencionados en dicho estudio.

Iriyama y cols. a su vez encontró mayores valores de dureza Knoop en cuerpos de resina polimerizados a través de bloques de Art-Glass versus cuerpos de HeraCeram (material cerámico) de 1,5mm polimerizados por luz LED y luz halógena convencional ⁷⁸.

En un estudio comparativo de la profundidad de polimerización de resinas compuestas foto polimerizadas con una lámpara LED y halógena convencional realizado con diversas marcas de resina compuesta se determinó que la luz LED resultó en mayores valores de profundidad, para algunas de estas mientras que con otras se obtuvieron mayores valores con luz halógena convencional, igualmente en algunas marcas no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ⁷⁹. Sin embargo esto fue realizado según los tiempos indicados por los fabricantes, 25 segundos para la lámpara LED y 40 segundos para la unidad halógena convencional. Esto indica que si bien la intensidad y longitud de onda emitidas por la unidad de polimerización son importantes en determinar la profundidad de polimerización esta es también dependiente de la composición de

la resina a polimerizar. Lamentablemente los fabricantes pocas veces ponen a disposición del profesional información como el o los iniciadores utilizados en su preparación. Esto hace muy difícil hacer obtener resultados generales en cuanto al rendimiento de estas unidades. De todas maneras en virtud de los resultados obtenidos en el estudio mencionado es de esperarse que de haber igualado los tiempos de exposición para ambas fuentes de luz, se habrían obtenido mayores valores de profundidad para la unidad LED.

La distancia desde la que es aplicada la luz también parece ser un factor influyente en la profundidad de polimerización dada la naturaleza divergente de la luz generada por las unidades LED y halógenas. Sin embargo un estudio que determino las diferencias obtenidas al alejar progresivamente la luz hasta 15mm a pesar de haber encontrado una disminución estadísticamente significativa en la profundidad de polimerización determino que este efecto no resultaba determinante en las características de polimerización ⁸⁰.

Para compensar el efecto de atenuación de la luz, varios autores han indicado que el aumento en los tiempos de polimerización tanto para resina compuesta polimerizada directamente o al interponer otros materiales con cierta translucidez resulta en mayores profundidades de polimerización^{18, 65} **¡Error! Marcador no definido.**⁸¹.

Limitaciones de este estudio:

Dada la variabilidad entre los distintos fabricantes y productos tanto entre unidades de polimerización como en marcas de resinas fluidas no es posible abarcar todo el mercado. Debido a limitaciones económicas se tuvo acceso a un número limitado de materiales de estudio, por esto los resultados obtenidos son validos tan solo para los materiales utilizados en este.

Además al ser un estudio in vitro presenta todas las limitaciones de este tipo de estudios no siendo directamente extrapolable a la clínica. Dicho esto, resulta poco práctico determinar la profundidad de polimerización in vivo debido a complicaciones bioéticas y metodológicas.

Conclusiones:

De acuerdo a la metodología aplicada en este estudio se puede concluir:

- Existen diferencias significativas en la profundidad de polimerización de resina compuesta fluida al interponer bloques de resina indirecta. Y estas diferencias son mayores a medida que aumenta el grosor del cuerpo interpuesto.
- Es posible lograr una mayor profundidad de polimerización de la resina compuesta fluida mediante la unidad LED Radium-Cal (SDI, Australia) respecto a la unidad halógena convencional Elipar™ 2500 (3m ESPE, St. Paul, U.S.A.) al interponer cuerpos de resina indirecta de 3 y 4 mm siendo esta diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$)
- Es posible lograr profundidades de polimerización adecuados tanto con luz LED de segunda generación como con una unidad halógena convencional al polimerizar resina fluida a través de cuerpos de resina indirecta de hasta 3mm por 40 segundos. Estos valores resultan insuficientes al aumentar el espesor de la resina indirecta a 4mm según la norma ISO:4049.

Sugerencias:

- Se recomienda basar estudios futuros de acuerdo a la norma ISO:4049 lo que permitirá estandarizar procesos y lograr resultados comparables con estudios internacionales.
- Se recomienda realizar un estudio para medir la resistencia a la tracción diametral de cuerpos de distintos materiales indirectos en distintos grosores cementados con estas resinas al compararlos con cementos de curado dual en un tiempo determinado. Con la finalidad de determinar en qué punto el cemento de curado dual sobrepasa a los cementos de resina como material de cementación en lo que respecta a esta propiedad..
- Se recomienda realizar estudios similares en resinas y cementos con iniciadores alternativos utilizando unidades de foto curado de distinto tipo, generación y marcas comerciales dada la variabilidad entre estas.

Resumen:

En este estudio in-vitro se comparó la profundidad de polimerización de una resina compuesta fluida al ser foto polimerizada a través de cuerpos de resina indirecta de 3mm y 4mm mediante una lámpara LED y una lámpara halógena convencional.

Para esto se fueron conformados 4 grupos experimentales

Un primer grupo compuesto por 15 muestras de resina compuesta fluida WAVE Iv (SDI) color A3 polimerizados en un formador metálico a través de 3mm. de resina indirecta Art-Glass (Heraeus Kulzer, Germany, color A3) con una lámpara LED (Radii-Cal SDI, Australia) por 40 segundos.

Un segundo grupo de 15 muestras de resina fluida polimerizada a través de 3mm de resina indirecta por 40 segundos con una lámpara halógena convencional de cuarzo tungsteno (Elipar™ 2500 3m ESPE, St. Paul, U.S.A.).

Un tercer grupo de 15 muestras de resina compuesta fluida polimerizadas en un formador metálico a través de 4mm. de resina indirecta con una lámpara LED por 40 segundos.

Un cuarto grupo de 15 muestras de resina compuesta fluida polimerizadas en un formador metálico a través de 4mm. de resina indirecta con una lámpara halógena convencional de cuarzo tungsteno por 40 segundos.

Y dos grupos control uno consistente en 8 muestras de resina fluida polimerizadas en un formador metálico directamente con una lámpara LED por 40 segundos y 8 muestras de resina fluida polimerizadas en un formador metálico directamente con una lámpara halógena convencional de cuarzo tungsteno por 40 segundos.

Las 76 muestras una vez polimerizadas fueron retiradas del formador metálico y se les retiró la resina sin polimerizar una espátula plástica. Fueron entonces medidas con un micrómetro con una sensibilidad de 0.01mm. los valores

obtenidos fueron divididos en 2 de acuerdo a la norma ISO:4049:2009., y tabulados.

Se realizó el análisis estadístico y los datos fueron comparados mediante un test ANOVA con corrección de Bonferroni que arrojó diferencias significativas para todos los grupos en estudio salvo los grupos control.

Se concluyó entonces que al aumentar el espesor de la resina indirecta interpuesta disminuye el valor de profundidad de polimerización obtenido. Además se concluyó que es posible lograr una mayor profundidad de polimerización de la resina compuesta fluida mediante la unidad LED respecto a la unidad halógena convencional al interponer cuerpos de resina indirecta de 3 y 4 mm y que esta diferencia es estadísticamente significativa ($p < 0,05$) Además la profundidad de polimerización para ambos grupos polimerizados a través de cuerpos de resina indirecta de 4mm fue insuficiente según la norma ISO:4049:2009 por lo que podría ser necesario aumentar el tiempo de polimerización para obtener una profundidad de curado adecuada con estructuras de resina indirecta de espesores mayores a 3mm

Referencias:

- ¹ Anusavice K. Phillips Ciencia de los Materiales Dentales. Undécima edición. Elsevier, Madrid, (2004)
- ² Jackson, R D., DDS Indirect Resin Inlay and Onlay Restorations: A Comprehensive Clinical Overview. *Pract Periodont Aesthet Dent* 1999;11(8):891-900
- ³ Nandini S. Indirect resin composites. *J Conserv Dent* 2010;13:184-94
- ⁴ Manso, A.P., et al. , *Cements and adhesives for all-ceramic restorations*. *Dent Clin North Am*. 2011;55(2):311-32.
- ⁵ http://www.pentron.com/files/translations/techtrans_artiste_nanohybrid.pdf
Consultado el 1 de Abril del 2011.
- ⁶ http://www.pulpdent.com/files/971/XK-FLOWS-IN_03w.pdf Consultado el 1 de Abril del 2011.
- ⁷ http://www.sdi.com.au/images/stories/brochures/brochures_EN/Wave%20Bro%20EN.pdf Consultado el 1 de Abril del 2011.
- ⁸ Barceleiro, MO., De Miranda M.S., Dias K.R. and Sekito T., Shear bond strength of porcelain laminate veneer bonded with flowable composite. *Operative Dentistry*, 2003;28:423–428.
- ⁹ Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Grayson W M. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging *Dental Materials* 2003;19(7):612-619
- ¹⁰ Echeverría SP., “Estudio comparativo in vitro de la microfiltración marginal de restauraciones indirectas de resina compuesta cementadas con cemento de

polimerización dual y con resina fluida”. Trabajo de investigación requisito para optar al título de Cirujano dentista. Universidad de Chile. Santiago 2006

¹¹ Beros IC., “Estudio comparativo in vitro de la tracción diametral y dureza superficial, entre una resina compuesta fluida y dos cementos de resina de curado dual” Trabajo de investigación requisito para optar al título de Cirujano dentista. Universidad de Chile. Santiago 2006

¹² Emami N, Sjödahl M, Söderholm K J M, . How filler properties, filler fraction, sample thickness and light source affect light attenuation in particulate filled resin composites Dent Mater. 2005;21(8):721-30.

¹³ Rueggeberg FA State-of-the-art: Dental photocuring—A review dental materials (2011; 27:39–52

¹⁴ World Health Organization. “The World Health Report 2003. Continuous improvement of oral health in the 21st century - the approach of the WHO Global Oral Health Programme.” Geneva: World Health Organization, 2003.

¹⁵ □ Gamonal J. “Prevalencia de enfermedades periodontales y de caries dental en la población de 35-44 y de 65 a 74 años de nivel socioeconómico bajo y medio-bajo de la provincia de Santiago, Región Metropolitana, y determinación de los recursos humanos necesarios para su tratamiento.” Región Metropolitana 1996.

¹⁶ MINSAL. Encuesta Nacional de Salud (ENS). Chile, 2003.

¹⁷ Badenier O, Moya R, Cueto A et al. “Prevalencia de las Enfermedades Bucodentales y necesidades de tratamiento en la V Región.” Proyecto FONIS 2007.

¹⁸ Bórquez CA, . “Estudio comparativo in vitro de la profundidad de fotopolimerización de resinas compuestas fluidas a través de bloques de

porcelana” Trabajo de investigación requisito para optar al título de Cirujano dentista. Universidad de Chile. Santiago 2006.

¹⁹ Baratieri L, Chain M. “Restauraciones estéticas con resina compuesta en dientes posteriores.” Primera Edición. Artes Medicas 2001.

²⁰ Henostroza HG., “Diagnostico de Caries Dental.” Universidad Peruana Cateyano Heredia. Facultad de Estomatologia 2005. Cap I, pags 13-27.

²¹ Graham J Mount “A new paradigm for operative dentistry” J Conserv Dent.

2008;11(1):3–10. Disponible en:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2813088/?tool=pubmed#CIT35>

Consultado el 19 de Junio del 2011

²² Rueggeberg FA, DDS, MS^a “From Vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry.” J Prosthet Dent 2002;87:364-79.

²³ Sideridou ID, Karabela MM. “Effect of the amount of 3-methacyl oxypropyl trimethoxysilane coupling agent on physical properties of dental resin nanocomposites.” Dent Mater. 2009; 25(11):1315-24.

²⁴ Nikolaos S. Koupis, DDS. Cris W.J. Vercruyse, MindSc. Luc C. Martens, DDS, PHD, Ronald M. H. Verbeeck, MSc, PHD. “Knoop hardness depth profile of polyacid-modified composite resins” Quintessence Int. 2008;39(9):733-43

²⁵ Poskus LT, Accetta Latempa A M, Alves Chagas M, Moreira da Silva E, da Silva Leal M P, Antunes Guimarães J G., “Influence of post-cure treatments on hardness and marginal adaptation of composite resin inlay restorations: an in vitro study” J. Appl. Oral Sci. 2009;17(6) 617-22.

-
- ²⁶ Espinosa Klymus M, Arai Shinkai S, Gonealves Mota E, Silva Oshima H M, Spohr A M, Burnett L H,. "Influence of the mechanical properties of composites for indirect dental restorations on pattern failure" *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal*, 2007; 9:56-60,.
- ²⁷ Urabe H, Nomura Y, Shirai K, Yoshioka M, Shintani H. "Influence of polymerization initiator for base monomer on microwave curing of composite resin inlays." *J Oral Rehabil.* 1999 ;26(5):442-6.
- ²⁸ Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. "Mechanical properties of light-cured composites polymerized with several additional post-curing methods." *Oper Dent.* 2005; 30(3):389-94.
- ²⁹ Sensi L G,. Strassler H E., Webley W, "Direct Composite Resins " *Inside Dentistry* 2007;3(7).
- Disponible en: <http://www.dentalaegis.com/id/2007/08/direct-composite-resins>
Consultado el 19 de Junio del 2011.
- ³⁰ Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006;11:215-20.
- ³¹ Palaniappan S, Bharadwaj D, Mattar DL, Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. "Three-year randomized clinical trial to evaluate the clinical performance and wear of a nanocomposite versus a hybrid composite." *Dent Mater.* 2009; 25(11):1302-14.
- ³² Ferracane JL. "Nuevos Polímeros para Restauraciones Dentales". *Management Alternatives for the Carious Lesion. Proceedings from the International Symposium. Charleston. EE UU. Operative Dentistry* 2001;6(4): 199 -209.

³³ http://www.pentron.com/files/translations/techtrans_artiste_nanohybrid.pdf
Consultado el 1 de Abril del 2011.

³⁴ http://www.pulpdent.com/files/971/XK-FLOWS-IN_03w.pdf Consultado el 1 de Abril del 2011.

³⁵

http://www.sdi.com.au/images/stories/brochures/brochures_EN/Wave%20Bro%20EN.pdf Consultado el 1 de Abril del 2011.

³⁶ Vishal VJ “Evaluation of second generation indirect composite resins” Submitted to the faculty of the University Graduate School in partial fulfillment of the requirements for the degree Master of Science in the Department of Dental Materials, Indiana University August 2008. Disponible en: <https://scholarworks.iupui.edu/bitstream/handle/1805/1702/Vishal%20PDF%20Thesis%20-%20edited.pdf?sequence=1> Consultado el 24 de Octubre del 2011

³⁷ Wendt SL, Jr., Leinfelder KF. “The clinical evaluation of heat-treated composite resin inlays.” J Am Dent Assoc 1990;120(2):177-81.

³⁸ Bartlett D, Sundaram G. “An up to 3-year randomized clinical study comparing indirect and direct resin composites used to restore worn posterior teeth.” Int J Prosthodont 2006;19(6):613-7.

³⁹ Pallesen U, Qvist V. “Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation.” Clin Oral Investig 2003;7(2):71-9.

⁴⁰ Cesar PF, Miranda Jr. WG, Braga RR. “Influence of shade and storage time on the flexural strength, flexural modulus, and hardness of composites used for indirect restorations.” J Prosthet Dent. 2001;86(3):289-96.

-
- ⁴¹ Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. "Mechanical properties of light-cured composites polymerized with several additional post-curing methods." *Oper Dent.* 2005;30(3):389-94.
- ⁴² Da Fonte Porto Carreiro A, Dos Santos Cruz CA, Vergani CE. "Hardness and compressive strength of indirect composite resins: effects of immersion in distilled water." *J Oral Rehabil.* 2004;31(11):1085-9.
- ⁴³ Reich SM, Petschelt A, Wichmann M, Frankenberger R. "Mechanical properties and three-body wear of veneering composites and their matrices." *J Biomed Mater Res A.* 2004;69(1):65-9.
- ⁴⁴ Borba, M; Della Bona, A and Cecchetti, D. "Flexural strength and hardness of direct and indirect composites." *Braz. oral res.* [online]. 2009; 23(1); 5-10. Disponible en: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1806-83242009000100002
- Consultado el 24 de Octubre del 2011.
- ⁴⁵ Tsitrou EA, Northeast SE, Van Noort R. "Brittleness index of machinable dental materials and its relation to the marginal chipping factor." *J Dent* 2007;35:897-902
- ⁴⁶ Pimentel EB. Trejo P. de León C S., "Coronas de acero-cromo ceramizadas (Art-glass®) como una alternativa para la restauración de dientes temporales anteriores. Caso clínico" *Rev. Estomat.* 2009;17(1):26-29
- ⁴⁷ Guede C "Estudio comparativo in vitro de las propiedades mecánicas de resinas compuestas fluidas polimerizadas en distintos tiempos, a través de bloque de resinas compuesta previamente endurecida" Trabajo de investigación requisito para optar al título de Cirujano dentista. Universidad de Chile. Santiago 2004.

-
- ⁴⁸ Thiago A. Pegoraro DDS, Nelson R.F.A da Silva, Msc Phd, Ricardo M Carvalho, DDS, PHD “Cements for use in Esthetic Dentistry.” *Dent Clin N Am* 2007;51; 453–71
- ⁴⁹ Edward E. Hill, DDS, MS Dental “Cements for Definitive Luting: A Review and Practical Clinical Considerations.” *Dent Clin N Am* 2007;51;643–58
- ⁵⁰ Ermantraut M., Bader M., “Polimerización de resinas compuestas a través de Estructuras Dentarias.” *Revista Facultad de Odontología Universidad de Chile.* 1994;12(2):22-27.
- ⁵¹ El-Badrawy WA, El-Mowafy OM. “Chemical versus dual curing of resin inlay cements.” *J Prosthet Dent.* 1995;73:515–24.
- ⁵² Sharp LJ, Yin R, Kang WH, et al. “Comparison of curing of resin cements.” Disponible en: http://iadr.confex.com/iadr/2005Balt/techprogram/abstract_60685.htm Consultado el 1 de Abril del 2011.
- ⁵³ Archegas LR, Freire A, Vieira S, Caldas DB, Souza EM. “Colour stability and opacity of resin cements and flowable composites for ceramic veneer luting after accelerated ageing.” *J Dent.* 2011;39(11):804-10.
- ⁵⁴ Scotti, R. , Ferrari, M “Pernos de fibra: bases teóricas y aplicaciones clínicas.” Primera Edición. Masson 2004
- ⁵⁵ Sümer E, Deger Y “Contemporary Permanent Luting Agents Used in Dentistry: A Literature Review” *Int Dent Res* 2011;1:26-31
- ⁵⁶ Aranda NA “Estudio comparativo in vitro de la profundidad de foto polimerización de resina compuesta fluida al interponer bloques de porcelana para estructuras

libres de metal” Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano dentista. Universidad de Chile. Santiago 2011.

⁵⁷ Heintze SD, Zimmerli B. “Relevance of in vitro tests of adhesive and composite dental materials, a review in 3 parts; part 1: approval requirements and standardized testing of composite materials according to ISO specifications.” Schweiz Monatsschr Zahnmed. 2011;121(9):804-16.

⁵⁸ ISO: No. 4049 Dentistry – Polymer-based filling, restorative and luting materials (2009a) extraída de Heintze SD, Zimmerli B. “ Relevance of in vitro tests of adhesive and composite dental materials, a review in 3 parts; part 1: approval requirements and standardized testing of composite materials according to ISO specifications.” Schweiz Monatsschr Zahnmed. 2011;121(9):804-16.

⁵⁹ INDALUX, “Luminotecnia, Control y Aplicación de la Luz,” 2002. Capitulo 3 Propiedades ópticas de la materia pags. 31-38.

⁶⁰ Spink, Lisa, "A Comparison of Absolute Translucency and Relative Translucency of Dental Ceramics" (2009). *SoDM Masters Theses*. Paper 165.
Disponible en http://digitalcommons.uconn.edu/sodm_masters/165
Consultado el 19 de Junio del 2011

⁶¹ Martínez MA “Estudio comparativo in Vitro de la resistencia a la tensión diametral de una resina compuesta foto polimerizada 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 2004.

⁶² Roberts HW, Vandewalle KS, Berzins DW, Charlton DG. Accuracy of LED and halogen radiometers using different light sources J Esthet Restor Dent. 2006;18(4):214-22

⁶³ 3M ESPE Elipar 2500 halogen curing light Technical product profile.

Disponible

en:

http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=66666UuZjcFSLXTt4XT2NxfaEVuQEcuZgVs6EVs6E666666--&fn=elipar_2500_tp.pdf

Consultado el 15 de Septiembre del 2011

⁶⁴

http://www.sdi.com.au/images/stories/instructions/instructions_pdf/radii_cal/in_radii-cal_es.pdf

Consultado el 11 de Octubre del 2011.

⁶⁵ Calderón EJ. “Estudio comparativo in vitro de la profundidad de polimerización de resinas compuestas fluidas a través de bloques de resina compuesta previamente polimerizados” trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano dentista. Universidad de Chile. Santiago 2004.

⁶⁶ Aranda N. Ehrmantraut M. Aizencop D. Carmi C. Light Curing of Flow Resin Trough Opaque Porcelains, , IV reunión Latinoamericana, XXIV Reunión Anual División Chilena IADR, libro de resúmenes 2011;63;p60

⁶⁷ Moon PC, Tabassian MS, Culbreath TE. Flow characteristics and film thickness of flowable resin composites. *Oper Dent.* 2002;27(3):248-53.

⁶⁸ Mousavinasab S M and Meyers I., “Comparison of Depth of Cure, Hardness and Heat Generation of LED and High Intensity QTH Light Sources.” *Eur J Dent.* 2011; 5(3): 299–304.

-
- ⁶⁹ Ernst CP, Meyer GR, Müller J, Stender E, Ahlers MO, Willershausen B. "Depth of cure of LED vs QTH light-curing devices at a distance of 7 mm." *J Adhes Dent.* 2004;6(2):141-50.
- ⁷⁰ Hansen EK, Asmussen E. "Correlation between depth of cure and temperature rise of a light-activated resin." *Scand J Dent Res.* 1993;101(3):176-9
- ⁷¹ El-Mowafy O M, Rubo M H "Influence of Composite Inlay/Onlay Thickness on Hardening of Dual-cured Resin Cements" *J Can Dent Assoc* 2000;66:147
- ⁷² Navarrete AM. "Estudio comparativo "in vitro" de propiedades mecánicas de una resina compuesta fluida, fotopolimerizada mediante luz emitida por diodos LED y luz halógena convencional." Trabajo de investigación requisito para optar al título de Cirujano dentista. Universidad de Chile. Santiago 2006.
- ⁷³ Kuguimiya RN, Alves LB, Seabra FR, Sarmiento CF, Santos AS, Machado CT. Influence of light-curing units and restorative materials on the micro hardness of resin cements. *Indian J Dent Res* 2010;21:49-53
- ⁷⁴ Myers ML, Caughman WF, Rueggeberg FA. "Effect of restoration composition, shade and thickness on the cure of a photoactivated resin cement." *J Prosthodont* 1994;3(3):149-57.
- ⁷⁵ Breeding LC, Dixon DL, Caughman WF. "The curing potential of light-activated composite resin luting agents." *J Prosthet Dent.* 1991;65(4):512-8.
- ⁷⁶ E Kilinc, SA Antonson, PC Hardigan, A Kesercioglu "The Effect of Ceramic Restoration Shade and Thickness on the Polymerization of Light- and Dual-cure Resin Cements." *Operative Dentistry* 2011;36(6):661-669.
- ⁷⁷ Fuentes MC., "Estudio comparativo in vitro de la fuerza adhesiva de restauraciones indirectas estéticas cementadas con cementos de resina dual y

resina fluida” Trabajo de investigación para optar al título de cirujano dentista. Universidad de Chile. Santiago 2004.

⁷⁸ Iriyama NT, Tango RN, Manetta IP, Sinhoreti MA, Sobrinho LC, Saavedra Gde S. “Effect of light-curing method and indirect veneering materials on the Knoop hardness of a resin cement.” Braz Oral Res. 2009;23(2):108-12.

⁷⁹ Bader M. Baeza R. Muñoz R. Ehrmantraut M. “Estudio comparativo de la profundidad de polimerización de resinas compuestas fotopolimerizadas con lámpara LED y Lámpara halógena convencional.” Rev. Fac. Odont. Univ. de Chile. 2004;22(1):19-31.

⁸⁰ Dunne, S.; Millar, B. “Effect of Distance from Curing Light Tip to Restoration Surface on Depth of Cure of Composite Resin” Primary Dental Care 2008;15(4); 147-52

⁸¹ Ermantraut M., Bader M., “Efecto de la interposición de vidrio ionomero en la polimerización de resinas compuestas a través de estructuras dentarias.” Revista Facultad de Odontología Universidad de Chile. 1994;14(1):49-55.