



**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLÓGÍA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLÓGÍA RESTAURADORA
AREA DE BIOMATERIALES DENTALES**

Estudio comparativo *in vitro* de la profundidad de polimerización de resina compuesta fluida con lámpara L.E.D, al interponer bloques de resina compuesta indirecta de diferentes valores de color

Daniela Constanza Alvarado Duarte

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

TUTOR PRINCIPAL

Prof. Dr. Manuel Ehrmantraut Nogales

TUTOR ASOCIADO

Prof. Dr. Pedro Terrazas Soto

Santiago-Chile

2014



**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLÓGÍA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLÓGÍA RESTAURADORA
AREA DE BIOMATERIALES DENTALES**

Estudio comparativo *in vitro* de la profundidad de polimerización de resina compuesta fluida con lámpara L.E.D, al interponer bloques de resina compuesta indirecta de diferentes valores de color

Daniela Constanza Alvarado Duarte

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

TUTOR PRINCIPAL

Prof. Dr. Manuel Ehrmantraut Nogales

TUTOR ASOCIADO

Prof. Dr. Pedro Terrazas Soto

Santiago-Chile

2014

Agradecimientos

Especialmente a mi familia por todo su apoyo incondicional a lo largo de mi vida, a mi mamá y mi papá que siempre estuvieron ahí con todo su amor y dedicación cuando los necesité, siempre dispuestos a tratar de ayudar y facilitar este largo proceso. Y a mis hermanos Rubén y Francisco por siempre creer en mí y darme fuerzas para seguir adelante en los momentos difíciles.

A mis amigos del colegio Javi, Maite, Talo y Juanjo por vivir juntos este largo proceso para ser profesionales que al fin todos estamos logrando, principalmente les agradezco por siempre tener una sonrisa para entregar y enseñarme que en la vida cualquier problema con alegría y estando juntos se puede solucionar. Poca gente tiene la suerte de tener los mismos amigos desde kínder y haber crecido con ellos, los quiero.

A mi amiga de alma, vecina y hermana Anastasia, gracias por todo, por tu cariño, alegría, tus consejos, compañía, apoyo incondicional y hasta por esas pequeñas peleñas que nos permiten ser más amigas aún.

A mis amigas lindas de la universidad Caro y Vale, el trío inseparable. Agradezco haberlas conocido y ser amiga de ustedes desde la primera semana de universidad, son de esas amigas de verdad. Gracias por haberse preocupado siempre de mí, haberme ayudado cuando las cosas se ponían difíciles y hacerme salir adelante, sin ustedes no lo hubiese logrado. Gracias también por las alegrías, las locuras, los paseos, los reinatos y hasta algunos intentos de emprendimientos, gracias por hacerme reír todos los días de universidad.

A mi Santos por acompañarme todos estos años en Santiago, por su amor y compañía incondicional.

A mis tutores de tesis Dr. Ehrmantraut y Dr. Terrazas por su excelente disposición, ayuda y orientación en todo lo que necesité durante el desarrollo de este trabajo de investigación.

Y finalmente a todos mis compañeros, profesores y funcionarios que me hicieron sentir siempre querida y como en una gran familia.

Índice

Resumen.....	5
Introducción.....	7
Marco Teórico.....	10
Hipótesis.....	29
Objetivos.....	30
Materiales y métodos.....	31
Resultados.....	36
Análisis de los resultados.....	37
Discusión.....	40
Conclusiones.....	44
Sugerencias.....	45
Referencias bibliográficas.....	46

Resumen

Para cementar restauraciones estéticas se indican los cementos a base de resina, los cuales dependiendo del mecanismo de activación se clasifican en cementos de autocurado, de fotocurado y de curado dual. Principalmente se prefieren los cementos de fotocurado debido a su mayor estabilidad del color en el tiempo, sin embargo, su uso se encuentra limitado a situaciones clínicas donde el grosor y color de la restauración no afecten el paso de la luz (Caughman y cols, 2001; Manso y cols, 2011; Stamatacos y Simon, 2013). Es por lo previamente señalado, que este estudio consistió en determinar la influencia del color de la restauración, específicamente el valor del color, en la profundidad de polimerización del medio cementante

En un estudio *in vitro* se comparó la profundidad de polimerización de una resina compuesta fluida al ser fotopolimerizada a través de bloques de resina compuesta indirecta Artglass® de distintos valores de color. Para lo cual se confeccionaron 3 especímenes de 4mm de alto y 8mm de diámetro en distintos colores; 0M1, 2M1 y 5M1.

En formadores metálicos cilíndricos de 4mm de alto y 6mm de diámetro se depositó resina fluida hasta enrasar en superficie, y posteriormente se iluminó con una lámpara L.E.D por un tiempo de 60 segundos interponiendo los distintos especímenes entre la luz y la resina fluida. También se polimerizó resina fluida directamente por 60 segundos como grupo control.

Para cada grupo se confeccionaron 20 muestras y 8 muestras para el grupo control, arrojando un total de 68 muestras, las cuales fueron medidas con un pie de metro con una sensibilidad de 0,1mm.

Los resultados fueron sometidos a análisis estadísticos descriptivos y comparados mediante la prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis arrojando diferencias estadísticas entre los grupos ($p < 0,05$)

Se concluyó que al aumentar el valor del color de la resina indirecta interpuesta disminuye la profundidad de polimerización de la resina fluida. Aun así, se

determinó que es posible utilizar resinas compuestas fluidas para la cementación de una restauración de Artglass® de 4mm de grosor independiente del valor del color de esta, ya que la profundidad de polimerización obtenida en todos los grupos estudiados fue mayor que el grosor establecido por la norma ISO 4049 (2009) para la interfase diente restauración para este tipo de materiales.

Introducción

Frente a la pérdida de tejido dentario, ya sea por caries, traumatismo o malformaciones, la odontología restauradora tiene por objetivo devolver tanto la funcionalidad como la apariencia estética de los dientes, para lo cual existe una amplia variedad de biomateriales odontológicos con diferentes características acordes a cada situación clínica (Beros , 2006).

En un inicio, para la restauración de los dientes, se usaron metales y aleaciones como la amalgama de plata, material extensamente utilizado en restauraciones de piezas posteriores principalmente debido a su fácil manejo, bajo costo, desempeño y duración clínica, sin embargo, con el paso del tiempo los requerimientos estéticos aumentaron y la necesidad de encontrar un material estéticamente aceptable se hizo imprescindible (Echeverría, 2006; Espelid y cols, 2006).

Los primeros materiales estéticos introducidos en el mercado fueron los cementos de silicato y las resinas acrílicas, pero debido a sus limitadas propiedades mecánicas, en 1962 fueron reemplazados por un nuevo material correspondiente a las resinas compuestas (Rueggeberg y cols, 2002; Hervás y cols, 2006; Rodríguez y cols, 2008).

Las resinas compuestas están formadas básicamente con una matriz orgánica, una fase dispersa inorgánica o material de relleno y un agente de unión (Hervás y cols 2006; Rodríguez y cols, 2008). Al polimerizar, el material sufre una contracción de polimerización siendo este el principal inconveniente de los composites ya que se pueden ocasionar brechas en la interfase diente restauración, microfiltración y sensibilidad postoperatoria. Para contrarrestar estas deficiencias, surgen las resinas compuestas indirectas las que permiten reducir significativamente los efectos producto de la contracción de polimerización limitándola solamente al medio cementante (Rodríguez y cols, 2008; Borba y cols, 2009; Nandini, 2010).

Para cementar restauraciones estéticas se indican los cementos a base de resina, debido principalmente a sus propiedades estéticas y a la capacidad de unirse

tanto a el diente como a la restauración (Hill y cols, 2007; Pegoraro y cols, 2007). Los cementos de resina, dependiendo del mecanismo de activación, se pueden clasificar en cementos de autocurado si inician su reacción por métodos químicos, fotocurado si es mediante luz y de curado dual si polimerizan por ambos métodos (Caughman y cols, 2001; Manso y cols, 2011; Stamatacos y Simon, 2013).

Los cementos de fotocurado se prefieren para la cementación de restauraciones estéticas debido a su mayor estabilidad del color en el tiempo, sin embargo su uso se encuentra limitado a situaciones clínicas donde el grosor y color de la restauración no afecten el paso de la luz (Manso y cols, 2011; Stamatacos y Simon, 2013).

Algunos profesionales han propuesto a las resinas compuestas fluidas como una alternativa a los cementos de resina, ya que estudios previos, han determinado que no existen diferencias significativas entre las propiedades de las resinas fluidas y las de los cementos de resina, además se ha demostrado que presentan una estabilidad del color en el tiempo incluso mayor que la de los cementos de fotocurado (Barceleiro y cols, 2003; Fuentes, 2004; Beros, 2006; Echeverría, 2006; Archegas y cols, 2011). Sin embargo, para alcanzar sus propiedades mecánicas óptimas como medio cementante, debe ser irradiada con una suficiente intensidad de luz a fin de iniciar el proceso de fotopolimerización y garantizar una completa polimerización del material (Echeverría, 2006; Archegas y cols, 2011).

Existen diversas fuentes de luz para la fotopolimerización, siendo actualmente la más utilizada la luz L.E.D (Light Emitting Diode), principalmente por su eficiencia energética y elevada potencia, además que la luz emitida está en un acotado rango de longitud de onda (440-490 nm), específico para activar el fotoiniciador de la mayoría de los composites actuales (Yoon y cols, 2002; Rueggeberg, 2011).

Como fue mencionado anteriormente, características de la restauración tales como el color, influyen en la capacidad de paso de la luz y por lo tanto en la capacidad de polimerizar el medio cementante (Caughman y cols, 2001; Manso y cols, 2011; Stamatacos y Simon, 2013).

El color es un fenómeno físico y psicológico, correspondiente a la interpretación subjetiva de cada persona de la luz reflejada por un objeto y percibida por el ojo humano (Mejía y cols, 2009) Está compuesto de tres dimensiones; matiz, croma y valor (Hoyos, 2001; Ferreto y cols, 2010; Higashi y cols, 2011).

El matiz se refiere al color propiamente tal, el croma corresponde al grado de saturación o intensidad del matiz y el valor es definido como la dimensión acromática del color, es decir la cantidad blanco y negro en un objeto. Cuanto mayor sea el valor, más opaco será el material y por lo tanto mayor su capacidad de bloqueo de la luz, y viceversa (Hoyos, 2001; Ferreto y cols, 2010; Higashi y cols, 2011).

Por consiguiente, si el valor del color es un factor que incide en el paso de la luz, se podría pensar que también puede influir en la profundidad de polimerización del medio cementante. Es por lo previamente señalado, que este estudio in vitro busca determinar y comparar la profundidad de polimerización de resina compuesta fluida, al ser polimerizada mediante luz L.E.D, a través de cuerpos de resina indirecta de diferentes valores de color.

Marco teórico

Dentro de las patologías bucodentales, la enfermedad con mayor prevalencia es la caries dental, tiene una altísima incidencia a nivel mundial y alcanza un valor de 96,4% en la población adulta chilena constituyendo un importante problema de salud pública (Mariné y cols, 1997; Badenier y cols, 2007).

La caries dental es una enfermedad dinámica crónica, caracterizada por la desmineralización de los tejidos duros del diente. Consiste en un proceso de destrucción localizada de los tejidos calcificados, debido a la acción de ácidos resultantes del metabolismo de hidratos de carbono por parte de las bacterias de la placa dental (Gómez, 2006; Nuñez y García, 2010).

La caries es además considerada una enfermedad infecciosa, transmisible y de naturaleza multifactorial. La etiología multifactorial plantea que la enfermedad requiere de la interacción de varios factores de riesgo para su desarrollo, de manera más significativa, la colonización por microorganismos, una deficiente higiene oral y un alto consumo de alimentos ricos en hidratos de carbono. La conjunción de dichos factores a lo largo del tiempo, favorece la acidificación local del medio, provocando desmineralización de la estructura dentaria (Palomer, 2006; Nuñez y García, 2010; Graciano y cols, 2012).

El modelo actual de tratamiento de la caries dental se vincula con la promoción de la salud, entrega de medidas educacionales y preventivas e impedir la progresión de la enfermedad. A su vez cuando ya existe pérdida de tejido de forma irreversible se realizará un tratamiento restaurador cuyo objetivo será devolver la forma, función y la estética del diente (Nocchi, 2007).

A lo largo de la historia se ha buscado encontrar un material estéticamente aceptable. En un inicio, los únicos materiales que tenían un color similar a los dientes y que podían ser empleados como material de restauración estética eran los cementos de silicato, pero presentaban grandes desventajas, principalmente la baja resistencia al desgaste y nula adhesión (Hervás y cols, 2006; Rodríguez y cols, 2008). Posteriormente, a finales de los años 40, las resinas acrílicas de polimetilmetacrilato (PMMA) reemplazaron a los cementos de silicato. Estas

resinas eran de un color semejante al diente, insolubles en el medio bucal, fáciles de manipular y de bajo costo, pero poseían una baja resistencia al desgaste además de una elevada contracción de polimerización lo que provocaba brechas marginales entre la restauración y el diente (Rueggeberg y cols, 2002; Rodríguez y cols, 2008).

En 1962 el Dr. Bowen sustituye el componente orgánico PMMA por una matriz de Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato (Bis-GMA), la cual al ser bifuncional tiene la capacidad de realizar enlaces tridimensionales cruzados, mucho más resistentes que los lineales de las resinas acrílicas. Además incorpora un agente de acoplamiento o silano que une la matriz de resina y las partículas de relleno. Desde entonces las resinas compuestas han estado en constante evolución (Söderholm y Mariotti, 1999; Rueggeberg y cols, 2002; Rodríguez y cols, 2008).

Resinas Compuestas

Inicialmente se crearon las resinas de autocurado las cuales debido a su capacidad de aceptar pigmentos en su composición, y poder ser modificadas para obtener color, opacidad y translucidez, se indicaban solo para restauraciones estéticas del sector anterior. Posteriormente, con el avance de los materiales se crearon las resinas de fotocurado las que permitieron extender sus indicaciones también para el sector posterior, debido a que mejoraron propiedades como resistencia al desgaste y manipulación, además con el desarrollo de las técnicas adhesivas permitieron realizar preparaciones cavitarias más conservadoras. Sin embargo, la manipulación de las resinas compuestas sigue siendo una técnica sensible que requiere mayor tiempo de trabajo, ya que se deben controlar factores como la humedad del campo operatorio y la contracción de polimerización (Rodríguez y cols, 2008).

Composición de las resinas compuestas

Básicamente, los composites dentales están formados por 3 componentes principales: la matriz orgánica, una fase dispersa inorgánica o material de relleno y un agente de unión. Además en su composición se encuentran activadores e

iniciadores del proceso de polimerización, estabilizadores o inhibidores de la polimerización y pigmentos (Hervás y cols, 2006; Rodríguez y cols, 2008).

Matriz orgánica

Está constituida por monómeros de distintos pesos moleculares siendo el más utilizado el Bis-GMA, el cual presenta un elevado peso molecular, lo que disminuye considerablemente la contracción de polimerización en relación a moléculas más livianas como el metilmetacrilato (Hervás y cols, 2006; Rodríguez y cols, 2008).

Sin embargo, el alto peso molecular del Bis-GMA es una característica limitante, ya que aumenta la viscosidad del material y por lo tanto dificulta la manipulación. Para superar esta deficiencia, se añaden monómeros de baja viscosidad tales como el trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA), siendo actualmente el sistema Bis-GMA/TEGDMA uno de los más usados en las resinas compuestas (Rueggeberg y cols, 2002; Rodríguez y cols, 2008).

Otro monómero ampliamente utilizado es el dimetacrilato de uretano (UDMA), su ventaja es que posee menor viscosidad y mayor flexibilidad, lo que mejora la resistencia del material. (Rodríguez y cols, 2008).

Fase dispersa inorgánica

Las partículas de relleno tienen la función de mejorar las propiedades físico-mecánicas de la matriz orgánica, de esta forma se consigue disminuir el coeficiente de expansión térmica, controlar la contracción de polimerización y reducir la absorción de agua. Además con el aumento de la proporción de relleno inorgánico, se incrementa la resistencia a la compresión y la tracción, existe mayor rigidez y la resistencia al desgaste se ve aumentada (Hervás y cols, 2006; Zimmerli y cols, 2010; Castillo, 2011).

Existe una gran variedad de partículas de relleno empleadas en función de su composición química, morfología y dimensiones, destacando de forma mayoritaria el cuarzo, así como los borosilicatos y aluminosilicatos de litio. Además, muchos composites incorporan partículas de metales pesados que otorgan radiopacidad

como el bario, estroncio, zinc, aluminio o zirconio (Hervás y cols, 2002; Rodríguez y cols, 2008; Castillo, 2011).

Las partículas de relleno más utilizadas son las de cuarzo, las cuales son obtenidas a través de diferentes procesos de fabricación, tales como pulverizado, triturado o molido, obteniendo partículas de un tamaño que varía entre 0,1 y 100 μm . También son utilizadas partículas de sílice de un tamaño aproximado de 0,04 μm , las cuales son obtenidas mediante procesos pirolíticos o través de precipitación formando sílice coloidal (Rodríguez y cols, 2008).

A pesar del gran uso del cuarzo como material de relleno, debido a su elevada dureza es muy difícil de pulverizar y así obtener partículas de pequeño tamaño, esta característica dificulta el pulido y lo hace potencialmente abrasivo con la pieza antagonista. 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. En la actualidad, se buscan materiales que tengan una dureza menor y que sean menos abrasivos con las piezas naturales (Hervás y cols, 2002, Rodríguez y cols, 2008).

Agente de enlace

Las propiedades de las resinas compuestas dependen de la unión entre el relleno inorgánico y la matriz orgánica. Esta unión se logra al cubrir el sustrato inorgánico con un agente de acoplamiento que actúa como elemento de unión química a la matriz orgánica otorgando cohesión al material (Rodríguez y cols, 2008).

Los agentes de acoplamiento más utilizado son los compuestos órgano-silanos, los que tienen grupos silanos (Si-OH) en un extremo y grupos metacrilatos (C=C) en el otro, siendo así moléculas con doble polaridad (bifuncionales), ya que pueden reaccionar mediante enlaces tipo covalente con la superficie orgánica y por enlaces iónicos a la superficie inorgánica, uniendo así químicamente el relleno a la matriz resinosa (Rodríguez y cols, 2008)

Iniciadores y Activadores

Para llevar a cabo el proceso de polimerización se requiere la acción de radicales libres que inicien la reacción, a su vez, para generar dichos radicales libres es necesario un estímulo que active su formación. Este mecanismo es conocido como sistema iniciador-activador (Bilbao y Acosta, 2001; Rodríguez, 2008; Sanchez y Monroy, 2009).

Un radical libre es una molécula llevada a un nivel más alto de energía con la capacidad de conferirle este mismo estado a otra molécula por colisión. La generación de radicales libres de una resina compuesta, puede realizarse por diferentes mecanismos de activación, los cuales serán expuestos a continuación (Sanchez y Monroy, 2009).

Activación Química:

Las resinas activadas químicamente, también conocidas como de autopolimerización, vienen normalmente en la presentación de 2 pastas, una de las cuales tiene un activador químico que corresponde a una amina terciaria aromática, por ejemplo dihidroxietil-p-toluidina. La otra pasta contiene un iniciador como el Peróxido de Benzoilo (PB) que es el agente más comúnmente usado. Al reaccionar juntos se liberan los radicales libres que inician la reacción de polimerización (Rodríguez, 2008; Sanchez y Monroy, 2009).

Activación por Luz:

En este caso el activador es sustituido por la energía lumínica, específicamente por la luz visible. El rango de longitud de onda para activar el iniciador es entre los 400 y 500 nm, teniendo su peak alrededor de los 470 nm (Bilbao y Acosta, 2001).

El iniciador corresponde a una dicetona, generalmente la Canforquinona (CQ), la cual interactúa con una amina orgánica terciaria no aromática, que al combinarse produce radicales libres que inician la polimerización. A su vez, el sistema de iniciación depende de la cantidad de fotones absorbidos, lo que está en directa relación con la longitud de onda, intensidad y duración de la exposición (Bilbao y Acosta, 2001; Sanchez y Monroy, 2009).

La CQ a pesar de ser el agente fotosensible más utilizado, presenta la desventaja de dejar un tono amarillo en el material aún después de haber reaccionado completamente lo que limita su uso en zonas estéticas, por esta razón algunos fabricantes de materiales dentales, han utilizado otro tipo de fotoiniciadores como el fenil-propandiona (PPD), TPO o Irgacure, los que tienen un rango menor en su fotoactivación de alrededor de 410 nm (Sanchez y Monroy, 2009; Ferracane, 2011).

Activación por Calor:

Este procedimiento es bastante común en las resinas usadas en el laboratorio para la fabricación de restauraciones indirectas. Estos materiales utilizan temperaturas que varían entre 120 a 140°C, lo cual sirve de estímulo para activar el iniciador, así el PB se separa para formar radicales libres (Rodríguez y cols, 2008; Sanchez y Monroy, 2009).

También la polimerización por calor se puede utilizar como complemento al fotocurado, ya que disminuye los niveles de monómero residual sin reaccionar después de la etapa inicial de la fotopolimerización, ya sea por volatilización de este o induciendo su polimerización. Así la combinación de calor y luz mejora las propiedades del material, principalmente la resistencia al desgaste (Nandini, 2010).

Inhibidores

Son compuestos incluidos para prevenir la polimerización prematura de las resinas compuestas. Corresponden a moléculas de alta afinidad por los radicales libres con la capacidad de reaccionar con ellos antes que se inicie la reacción de polimerización (Sanchez y Monroy, 2009).

El inhibidor más comúnmente utilizado es el Hidroxitolueno butilado (BHT), el cual está presente en una cantidad del alrededor del 0,01% en peso. La principal ventaja del BHT en comparación a otros inhibidores como la Hidroquinona es que permite lograr restauraciones con resultados estéticos más satisfactorios debido a su mayor estabilidad del color (Sanchez y Monroy, 2009; Mejía, 2012).

Modificadores ópticos

Los pigmentos y modificadores ópticos corresponden normalmente a óxidos metálicos que son agregados en pequeñas cantidades y ajustados para asemejar el material a los tejidos de esmalte o dentina (Caro, 2012).

Se debe recalcar que todos los modificadores ópticos afectan la transmisión de la luz, por lo tanto los tonos más oscuros y opacos de resinas de fotocurado requerirán de mayor tiempo de exposición o de capas más delgadas para lograr una completa polimerización (Caro, 2012).

Clasificación de las resinas compuestas

Debido a la gran variedad de componentes que presentan las resinas compuestas y a las innumerables modificaciones que han sufrido desde su incorporación al mercado, podemos clasificarlas en diversas categorías (Ferracane, 2011).

Clasificación según tamaño de partícula

Esta clasificación que aún se encuentra vigente fue propuesta por Lutz y Phillips en 1983, la cual divide las resinas basadas en el tamaño y distribución de las partículas de relleno (Hervás y cols, 2006, Rodríguez cols, 2008; Zimmerli y cols, 2010).

Resinas compuestas de Macrorrelleno:

Fueron las primeras que se desarrollaron y tienen un tamaño promedio de partículas que oscila entre 10 y 50 μm , en una proporción del 70-80% en peso o del 60-70% en volumen del material. Debido a su tamaño de partícula presentan deficientes propiedades estéticas, ya que son de difícil pulido haciéndolas altamente susceptibles a la tinción, estas desventajas hacen que actualmente se encuentren en desuso (Rodríguez y cols, 2008; Blanco, 2013).

Resinas compuestas de microrrelleno:

Debido a las desventajas anteriores, se cambió el componente inorgánico y comenzó a utilizarse sílice coloidal, dando origen a partículas mucho más finas

con un tamaño promedio de 0,04 μm . Con estas partículas se pudo obtener un excelente pulido y brillo superficial, características adecuadas para restauraciones estéticas del sector anterior. Sin embargo, presentan un bajo contenido de relleno inorgánico (35-65% en peso o 20-60% en volumen), lo cual limita las propiedades mecánicas del material, razón por la que no se encuentran indicadas para restauraciones que requieran elevadas exigencias funcionales (Rodríguez y cols, 2008; Caro, 2012; Blanco, 2013).

Resinas compuestas híbridas:

Se empezaron a fabricar con la intención de unir las ventajas de ambos tipos de resinas, es decir, las características mecánicas del macrorrelleno con la excelente estética del microrrelleno, por lo tanto, tienen partículas que oscilan entre los 0,6 y 1 μm con la incorporación de micropartículas de sílice coloidal de 0,04 μm . La proporción de relleno inorgánico es del 60% en peso aproximadamente. A pesar de, no alcanzaron el objetivo propuesto, por lo que se desarrollaron nuevos tipos de materiales (Rodríguez y cols, 2008, Blanco, 2013).

Resinas compuestas microhíbridas:

Son la evolución de las resinas compuestas híbridas, y aunque son materiales muy similares, la diferencia radica en el tamaño de sus partículas el cual fluctúa entre los 0,4 y 1 μm , además de que aumenta la carga de relleno en torno a un 80% en peso. Así se logra mejorar las propiedades mecánicas, principalmente la resistencia al desgaste, y a su vez, mejorar el pulido y brillo superficial (Rodríguez y cols, 2008, Blanco, 2013).

Resinas compuestas de nanorrelleno:

Este tipo de resinas utiliza partículas con tamaños menores a los 10 nanómetros (1:1000 micrómetros), que se obtienen a partir de sílice coloidal, en una proporción de 75-85% en peso o 60% en volumen. Pero debido a su escasa dimensión, el material tiende a comportarse como un sólido atípico más bien parecido a un líquido, por lo cual se deben incorporar partículas de mayor tamaño en su composición, como son los nanoclusters o nanoagregados, correspondientes a

conglomerados de nanopartículas en forma de racimo alrededor de núcleos de un tamaño promedio de 75 nanómetros (Ortega, 2005; Rodríguez y cols, 2008; Ferreto y cols, 2010; Blanco, 2013).

Las partículas de nanorrelleno son tan pequeñas que los haces de luz la atraviesan sin reflejarse, permitiendo translucidez y un excelente pulido. A su vez, al estar combinadas con núcleos de mayor tamaño y debido a su alto contenido de carga presentan elevadas propiedades mecánicas. Por estas razones tienen aplicaciones tanto en el sector anterior como en el posterior (Rodríguez y cols, 2008; Ferreto y cols, 2010; Blanco, 2013).

Resinas compuestas nanohíbridas:

Este tipo de composite posee partículas nanométricas, pero a diferencia de las resinas de nanorrelleno no presenta nanocluster, en reemplazo de este tienen un relleno de 0,7 μm promedio. Estas partículas actúan como soporte o andamiaje y además otorgan viscosidad al material, regulan la consistencia, dan color y radiopacidad (Ortega, 2005; Ferracane, 2011; Mejía, 2012).

Los aportes clínicos de estos materiales son bastante parecidos a los de nanorrelleno, siendo la única diferencia entre ambos materiales la forma de otorgar el andamiaje a las nanopartículas (Ortega, 2005, Mejía, 2012).

Clasificación según consistencia

Una segunda forma de clasificar las resinas compuestas es según su consistencia, la cual depende de la cantidad de carga, tipo de relleno y de la presencia de agentes modificadores. De esta forma varían las propiedades y por lo tanto las indicaciones de cada tipo de resina, las cuales serán mencionadas a continuación (Ferracane, 2011).

Resinas compuestas convencionales:

Son las más utilizadas por el odontólogo, ya que poseen una viscosidad intermedia la cual facilita su manipulación. Estas características están dada por la

cantidad de relleno presente en su estructura, la que corresponde a un 72-82% en peso o a un 60-68% en volumen (Beros, 2006).

Resinas compuestas condensables:

Son resinas compuestas con alto porcentaje de relleno (77-83% en peso, 65-71% en volumen) y por lo tanto presentan una elevada viscosidad. Dicha consistencia permite imitar la técnica de condensación de las amalgamas y así facilitar la obtención de un buen punto de contacto proximal. Sin embargo, su principal inconveniente es la difícil adaptación entre una capa de composite y la otra, además de una difícil manipulación y falta de estética en dientes anteriores (Beros, 2006; Hervás y cols, 2006; Rodríguez y cols, 2008).

Resinas compuestas fluidas:

Son resinas en las que está disminuido el porcentaje de relleno inorgánico (51-65% en peso, 36-50% en volumen) y se ha eliminado de su composición algunas sustancias o modificadores reológicos para hacerlas menos viscosas (Hervás y cols 2006; Rodríguez y cols, 2008).

Entre sus ventajas destacan la alta capacidad de humectar la superficie del diente, pueden formar espesores de capa mínimos lo que previene el atrapamiento de burbujas de aire y poseen alta flexibilidad por lo que tienen menos posibilidad de desalajo en áreas de concentración de estrés. Sin embargo, presentan una alta contracción de polimerización (4-7%) e inferiores propiedades mecánicas debido a la disminución del relleno (Hervás y cols 2006; Rodríguez y cols, 2008; Sumino y cols, 2013).

Algunas de las indicaciones para estos materiales son las restauraciones clase V, restauraciones oclusales mínimas o bien como material de base cavitaria. También algunos fabricantes han propuesto las resinas fluidas como una alternativa a los cementos de resina de fotocurado, tema que será explicado extensamente más adelante (Hervás y cols, 2006; Rodríguez y cols, 2008; Caro, 2012; Sumino, 2013).

Dentro de este grupo de materiales se encuentra la resina Wave hv, SDI, utilizada en este estudio, la cual corresponde a una resina fluida de fotopolimerización, compuesta por un nanorrelleno en una proporción del 66% en peso. Además entre sus características se menciona la radiopacidad, liberación de flúor y fluorescencia similar a la del diente (Wave, 1998).

Resinas Compuestas Indirectas

Se introdujeron en el mercado para superar las deficiencias de las resinas compuestas directas, ya que a pesar de ser las resinas directas un material ampliamente utilizado presentan algunas desventajas, tales como la contracción de polimerización, difícil obtención de puntos de contacto proximales y posibilidad de una polimerización incompleta en las zonas más profundas de la cavidad (Borba y cols, 2009; Nandini, 2010).

La contracción de polimerización es el principal problema de las resinas directas, limitando su uso en cavidades extensas que presenten un factor C elevado, ya que se generan tensiones en la superficie dentaria pudiendo producir brechas en la interfase diente restauración, microfiltración y sensibilidad postoperatoria (Rodríguez y cols, 2008; Borba y cols, 2009; Nandini, 2010).

En un inicio se crearon las resinas compuestas indirectas de primera generación, las que tenían una composición muy similar a las resinas directas, correspondían a resinas de microrrelleno con una proporción de carga menor al 50% en volumen. La única diferencia entre las resinas indirectas de primera generación y las resinas directas era que el proceso de polimerización se realizaba fuera de boca esperando así aumentar el grado de conversión y también reducir los efectos negativos producto de la contracción de polimerización. Aun así, presentaron fallas clínicas tales como una baja resistencia al desgaste, alta incidencia de fractura, microfiltraciones y falla adhesiva (Borba y cols, 2009; Nandini, 2010).

Los fracasos clínicos de las resinas de primera generación llevaron al desarrollo de las resinas compuestas indirectas de segunda generación, en las cuales se cambió el tipo de relleno a uno microhíbrido, se incrementó la cantidad de carga a un 66% en volumen aproximadamente y los sistemas de polimerización fueron

modificados, ya que incluso una fotopolimerización extraoral no mejoraba de manera eficiente el grado de conversión (Borba y cols, 2009; Nandini, 2010). Por lo tanto, se utilizaron métodos de polimerización adicionales como técnicas por calor, presión y ambiente libre de oxígeno (en vacío y atmósfera de nitrógeno), lo que permitió obtener un material con mejores propiedades (Nandini, 2010; Barbosa y cols, 2013).

Las resinas compuestas indirectas presentan ventajas en comparación con las directas, tales como un mejor rendimiento mecánico y una reducción significativa de los efectos producto de la contracción de polimerización (limitada solamente al medio cementante), además de otros beneficios clínicos como una mejor adaptación marginal, excelente anatomía y estabilidad del color (Nandini, 2010).

Actualmente existen en el mercado diferentes alternativas de resinas indirectas, entre las más usadas se mencionan Artglass® y Belleglass® las cuales al tener un alto contenido de relleno inorgánico (75-85% en peso) son adecuadas para restauraciones en el sector posterior (David, 2004), y otras como Solidex®, tienen una carga de relleno intermedio (53% en peso), que permite una mejor estética y es preferida en sectores anteriores (Nandini, 2010; Borges y cols, 2011).

El Artglass®, material utilizado en este estudio, corresponde a un polímero de vidrio compuesto en un 75% por una fase inorgánica, y en un 25% por vidrio orgánico (vitroid). El vitroid es un vidrio multifuncional el cual logra enlaces tridimensionales de alta densidad, lo que le imparte mejores propiedades físico-mecánicas. Las ventajas del Artglass® son su flexibilidad, gran resistencia a la flexión, resistencia a la abrasión y dureza superficial con valores similares a el diente, gran absorción de cargas, poca retención de placa, buena estética, biocompatibilidad y fácil manipulación (David, 2004; Pimentel y cols, 2009).

El desarrollo de las restauraciones indirectas solo ha sido posible en la medida que lo han hecho los cementos dentales, ya que son los que permiten la fijación de la restauración al diente preparado, a través de diferentes mecanismos de retención, ya sea mecánica, química o una combinación de ambas (Hill y cols, 2007; Pegoraro y cols, 2007).

Cementos dentales

El principal requisito de un cemento definitivo es mantener en posición una restauración indirecta por un periodo de tiempo indefinido, y además cerrar la brecha existente entre la restauración y el tejido dentario (Hill y cols, 2007).

Cementación de restauraciones estéticas

Para cementar restauraciones estéticas se utilizan los cementos a base de resina, los cuales son materiales con una composición similar a las resinas compuestas tradicionales pero con menor cantidad de relleno (30-50% en volumen) lo que le otorga mayor fluidez, y así una consistencia adecuada para poder ser usado como agente cementante (Echeverría, 2006).

En el caso de las restauraciones estéticas indirectas, los cementos a base de resina se prefieren sobre los cementos convencionales como el fosfato de zinc y vidrio ionómero, debido a sus propiedades estéticas, baja solubilidad, buenas propiedades mecánicas y la capacidad de unirse tanto a el diente como a la restauración. A su vez, su manipulación es una técnica más sensible, presentan un espesor de película relativamente alto, pueden ocasionar sensibilidad pulpar y son más costosos que los cementos convencionales (Hill y cols, 2007; Pegoraro y cols, 2007).

Clasificación de los cementos a base de resina

Los cementos de resina se clasifican según el mecanismo de activación en: cementos de autocurado, curado dual y fotocurado. Su selección se basa principalmente en el caso clínico, dependiendo de la capacidad de paso de la luz, ya que si no pueden polimerizar completamente, tanto sus propiedades físicas como biológicas se verán afectadas negativamente (Caughman, 2001).

Cementos de autocurado:

El proceso de polimerización ocurre por una activación química que se produce al mezclar el material. Estos cementos son especialmente útiles en zonas donde está impedido el paso de la luz y la fotopolimerización no es posible, como por

ejemplo para la cementación restauraciones metálicas y postes endodónticos. Aun así, su uso es limitado debido a la falta de estética e inestabilidad del color principalmente (Caro, 2012; Stamatacos, 2013).

Cementos de fotocurado:

Son cementos que requieren de luz para iniciar la polimerización. Tienen la ventaja de presentar un mayor tiempo de trabajo, polimerizar según la necesidad del clínico y estabilidad del color en el tiempo, sin embargo, su uso se encuentra limitado a la cementación de carillas e incrustaciones poco profundas, donde el grosor y el color de la restauración permitan el paso de la luz (Manso y cols, 2011; Stamatacos y cols; 2013).

Cementos de curado dual:

Corresponden a cementos que son capaces de polimerizar tanto por una activación química como por luz, por lo tanto se indican en casos de restauraciones gruesas u opacas que afecten la transmisión de la luz, aun así, es necesario el proceso de fotocurado para alcanzar el mayor grado de conversión del material ya que de lo contrario puede ocasionar sensibilidad pulpar debido a la presencia de monómero residual en el cemento. Además, pueden sufrir la oxidación de las aminas aromáticas presentes en su composición, parte del sistema de autocurado, lo que resulta en una mayor inestabilidad del color respecto a los cementos de fotocurado (Archegas y cols, 2011; Manso y cols, 2011; Caro, 2012; Stamatacos y cols, 2013).

Resinas compuestas fluidas como agentes cementantes

Debido a la composición similar entre los cementos a base de resina y las resinas compuestas fluidas, algunos profesionales las han propuesto como una alternativa de agente cementante, específicamente para la cementación de carillas y restauraciones libres de metal (Echeverría, 2006; Kogan y cols, 2006; Archegas y cols, 2011; Ehrmantraut y cols, 2011; Caro, 2012).

Al comparar sus propiedades con otros cementos a base de resina de curado dual, no se encontraron diferencias significativas en cuanto a resistencia al

cizallamiento y la tracción (Barceleiro y cols, 2003; Beros, 2006) También otros estudios que compararon la resina fluida Wave hv, SDI, con el cemento de polimerización dual Ecolink, Vivadent, llegaron a la conclusión que no existen diferencias significativas entre ambos materiales en cuanto a fuerza adhesiva y microfiltración marginal (Fuentes, 2004; Echeverría, 2006).

La principal ventaja de usar las resinas compuestas fluida como agente cementante sobre los cementos de polimerización dual, es que al ser activadas exclusivamente por luz presentan una mayor estabilidad del color en el tiempo, incluso mayor que los cementos de fotopolimerización. Sin embargo, al ser únicamente fotoactivadas podrían presentar ciertas complicaciones, como por ejemplo no polimerizar en zonas muy profundas donde el paso de la luz se torne dificultoso (Echeverría, 2006; Archegas y cols, 2011).

Como fue mencionado anteriormente, existe una amplia variedad de materiales odontológicos que requieren de la luz para polimerizar, en dicho proceso la fuente lumínica juega un rol primordial para lograr una completa fotopolimerización del material.

Fuentes de luz para la fotopolimerización

A lo largo de la historia se han desarrollado diversas tecnologías de emisión de luz para la polimerización de materiales dentales, las cuales han ido evolucionando con el tiempo (Rueggeberg, 2011).

Luz halógena

Las lámparas halógenas consisten básicamente en un filamento de cuarzo-tungsteno extremadamente delgado, el cual actúa como una resistencia que al paso de corriente produce calor. Cuando la temperatura es aumentada a un rango entre 2000 y 3000 °C, una porción de la radiación es emitida como luz visible de amplio espectro (Villegas, 2005; Rueggeberg, 2011).

La luz emitida al ser de amplio espectro resulta en la producción de una luz blanca, por lo que es necesaria la presencia de un filtro que solo deje pasar la luz azul. Por lo tanto, toda luz emitida fuera de este rango se pierde como calor,

siendo la principal desventajas de estos equipos la deficiencia energética, donde un 98% de la energía se pierde como calor y solo un 2% alcanza a convertirse en luz útil para iniciar el proceso de polimerización (Meyer y cols, 2002; Villegas, 2005; Rueggeberg, 2011).

Laser de argón

Inicialmente se introdujo en la odontología para mejorar los efectos del blanqueamiento dental, pero debido a su capacidad de producir altos niveles de energía comenzó a utilizarse como fuente de fotoactivación, ya que aumentaba la resistencia mecánica del material además de necesitar menor tiempo de exposición para obtener las mismas propiedades que con la luz halógena. Sin embargo, debido a su alto costo y a un elevado aumento de la temperatura ambiente como resultado del uso del equipo, este sistema de curado quedó obsoleto en poco tiempo (Rueggeberg, 2011).

Luz de arco plasma

Corresponden a lámparas que están formadas por dos electrodos de tungsteno separados entre sí, los cuales se encuentran dentro de una cámara llena de plasma el que corresponde a una materia gaseosa fuertemente ionizada con igual número de cargas libres positivas y negativas. Al aplicar un potencial energético se crea una chispa que provoca la ionización del gas con lo cual se produce una emisión de radiación de muy amplio espectro, abarcando incluso rangos más allá de la luz ultravioleta e infrarrojo. Por esta razón se deben aplicar filtros muy eficaces para reducir la luz a un espectro que abarque entre los 400 y 500 nm (Villegas, 2005; Rueggeberg, 2011).

Cuando se introdujeron en el mercado ofrecían la gran ventaja de lograr excelentes resultados de polimerización en muy poco tiempo, ya que la intensidad de la luz podía ser el doble o el triple de la luz halógena convencional. Sin embargo, se vio que las resinas compuestas que fotopolimerizaban por esta fuente presentaban un mayor estrés de contracción de polimerización que aquellas fotopolimerizadas por lámparas halógenas convencionales, además de

que no todas las resinas eran sensibles a este tipo de luz (Villegas, 2005; Rueggeberg, 2011).

Luz emitida por diodos (L.E.D)

Las lámparas L.E.D, vale decir, “Light Emitting Diode” o diodo emisor de luz, se introducen en el mercado en 1995 y siguen vigentes hasta la actualidad. El funcionamiento se basa en un material semiconductor, al cual cuando se le aplica energía eléctrica provoca una recombinación de cargas, y producto de este proceso se libera luz, específicamente se emite una luz azul en el rango de los 440-490 nm, con un peak de 460 nm, permitiendo así activar el fotoiniciador y producir la fotopolimerización del material (Villegas, 2005; Rueggeberg, 2011).

Las lámparas de luz L.E.D se prefieren por sobre las lámparas halógenas convencionales, siendo su principal ventaja la mayor eficiencia energética, además de mayor durabilidad en el tiempo por no requerir del uso de ampollitas, pueden ser fácilmente alimentadas por baterías permitiendo su portabilidad, son de bajo peso, ergonómicas y fáciles de manipular. Al mismo tiempo, la potencia de este tipo de lámparas oscila entre los 800-1.400 mW/cm², a pesar de que sólo se necesitan 300-400 mW/cm² para lograr una buena polimerización, por lo que las lámparas L.E.D en comparación con una lámpara halógena convencional logran una mayor polimerización de las resinas compuestas con un menor tiempo de exposición. A su vez, la lámpara L.E.D logra su potencia máxima gradualmente en los primeros cinco segundos de encendido, de esta forma, facilita la adaptación marginal de la resina compuesta ya que disminuye la tensión generada producto de la contracción de polimerización (Yoon, 2002; Villegas, 2005; Rueggeberg, 2011).

La lámpara Radian Plus, utilizada en este estudio, corresponde a una lámpara L.E.D de alta intensidad que entrega hasta 1.500 mW/cm² y emite luz en un rango de longitud de onda de 440-480 nm, teniendo su peak en los 460 nm. Permite la utilización del modo “rampa”, es decir que la intensidad de la luz emitida aumente gradualmente durante los primeros cinco segundos. Además posee un radiómetro integrado en la base el cual permite asegurar la funcionalidad de la lámpara, este

consiste en cinco luces L.E.Ds que indican la intensidad porcentual de la luz emitida, de esta forma al estar las cinco luces encendidas correspondería al funcionamiento óptimo de la lámpara (Raddi Plus, 2006).

Como se ha mencionado, para cementar restauraciones de resina indirectas se prefieren los cementos fotopolimerizables debido a sus mejores propiedades estéticas. Sin embargo, su utilización solo será posible si se logra un correcto proceso de polimerización, el cual podría estar influenciado por las diferentes características de la restauración, tales como grosor y color principalmente (Bilbao y Acosta, 2001; Caughman y cols, 2001; Sanchez y Monroy, 2009; Blanco, 2013).

Color

El color es un fenómeno físico y psicológico, correspondiente a la interpretación subjetiva de cada persona de la luz reflejada por un objeto y percibida por el ojo humano (Mejía y cols, 2009). En 1905, Albert Munsell propuso un sistema de color denominado HSV (Hue: matiz, Saturated: saturación y Value: valor), el cual se sigue utilizando actualmente (Hoyos, 2001; Ferreto y cols, 2010; Higashi y cols, 2011).

Matiz

El matiz o tonalidad se refiere al color propiamente tal, o sea, al tipo específico de longitud de onda (verde, rojo, amarillo, azul, etc.) que no es absorbida por el objeto y por lo tanto es reflejada hacia nuestros ojos (Hoyos, 2001; Higashi y cols, 2011).

Croma

Corresponde al grado de saturación o intensidad del matiz, es decir, la cantidad de pigmentos que este posee. Menor intensidad está relacionado con pacientes jóvenes o dientes blanqueados, y a su vez, mayor intensidad se asocia a pacientes viejos o dientes más saturados como es el caso de los caninos. (Hoyos, 2001; Higashi y cols, 2011).

Valor, brillo o luminosidad

El valor es la dimensión acromática del color, definido como la cantidad de negro y blanco en un objeto. Cuanto mayor sea el valor, más opaco será el material y por lo tanto mayor su capacidad de bloqueo de la luz, por el contrario, a menor valor, más translúcido será éste permitiendo un mayor pasaje de la luz (Hoyos, 2001; Ferreto y cols, 2010; Higashi y cols, 2011).

Por consiguiente, cabe la interrogación; ¿el valor de la restauración, podría influir en el paso de la luz L.E.D, y por lo tanto en la profundidad de polimerización del medio cementante?

Dado que la profundidad de polimerización 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, al ser polimerizada mediante luz L.E.D, a través de cuerpos de resina indirecta, Artglass®, de distintos valores de color.

Hipótesis

Existen diferencias significativas en la profundidad de polimerización de una resina compuesta fluida mediante lámpara L.E.D al interponer bloques de resina indirecta de distintos valores de color.

Objetivo general

Determinar si al variar el valor del color de una restauración de resina indirecta se generan diferencias significativas en la profundidad de polimerización del medio cementante.

Objetivos específicos

- Determinar la profundidad de polimerización de una resina compuesta fluida al ser iluminada con lámpara LED durante 60 segundos a través de un bloque de resina Artglass® de 4mm de grosor y color 0M1, 2M1 y 5M1 (VITA Toothguide 3D-MASTER®).
- Analizar comparativamente los resultados obtenidos en los diferentes grupos de estudio.

Materiales y Métodos

El trabajo experimental se realizó en el laboratorio de Biomateriales Dentales del Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile.

1. Determinación tamaño muestral

El tamaño de la muestra para este estudio fue determinado mediante el Software G-Power 3. De este modo, se calculó el tamaño muestral para 3 grupos de estudios dependientes de una variable independiente (el valor del color del espécimen), con un intervalo de confianza del 95% ($\alpha=0.05$) y una estimación del tamaño del efecto de 0.5 (mediano). Este análisis arrojó un tamaño total de la muestra de 65, el cual fue reducido en forma arbitraria a 60 muestras ($n=60$), lo que determinó que para cada grupo de estudio se realizaran 20 muestras.

Adicionalmente se realizó un grupo control de 8 muestras. La razón de tener un grupo control más acotado radica en que se esperó una limitada dispersión de los datos basándose en estudios anteriores (Caro, 2012; Aranda y cols, 2013).

2. Confección de especímenes de resina compuesta Artglass®

Para la realización de este estudio se confeccionaron 3 especímenes de resina compuesta Artglass® de 4mm de alto y 8mm de diámetro con los siguientes colores:

- 1 espécimen de color 0M1 (VITA Toothguide 3D-MASTER®).
- 1 espécimen de color 2M1 (VITA Toothguide 3D-MASTER®).
- 1 espécimen de color 5M1 (VITA Toothguide 3D-MASTER®).



Imagen N°1: Se aprecian los 3 especímenes de Artglass® en sus diferentes colores. (A) color 0M1, (B) color 2M1, (C) color 5M1.

3. Inserción de resina fluida en los formadores metálicos

Luego se colocó resina fluida Wave hv. SDI, color A3, en formadores metálicos de 4mm de alto y 6mm de diámetro. En ellos se introdujo la resina fluida hasta enrasar la superficie.

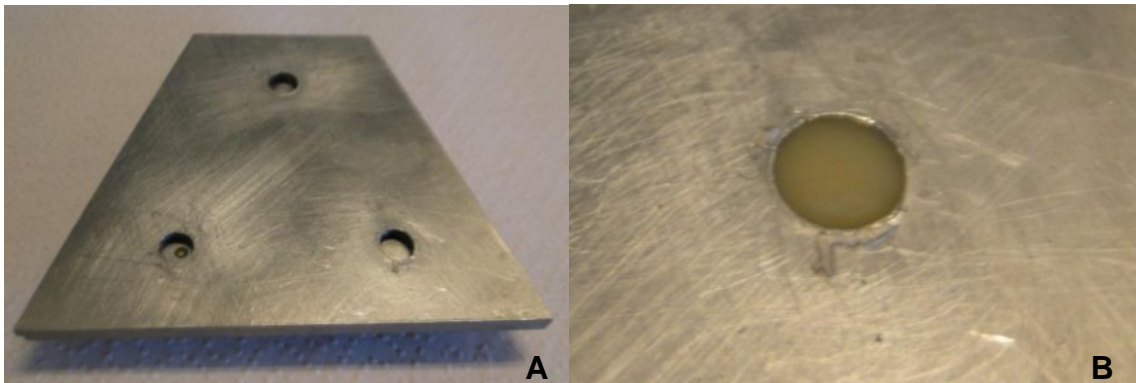


Imagen N°2: (A) Formador metálico con las medidas correspondientes. (B) Resina fluida Wave hv, SDI, enrasada hasta la superficie.

4. Fotopolimerización de la resina fluida

A través de los especímenes de Artglass® anteriormente mencionados, se polimerizó la resina fluida utilizando una lámpara de luz LED Radian Plus durante un tiempo de 60 segundos que fueron medidos con cronómetro. Entre los especímenes y la resina a polimerizar se interpuso un cubre-objeto.

Para cada grupo de prueba se confeccionaron 20 muestras, realizando sólo una muestra a la vez. También se polimerizó como grupo control resina compuesta fluida sin la interposición de un cuerpo de resina indirecta, utilizando el mismo formador metálico por un tiempo de 60 segundos.

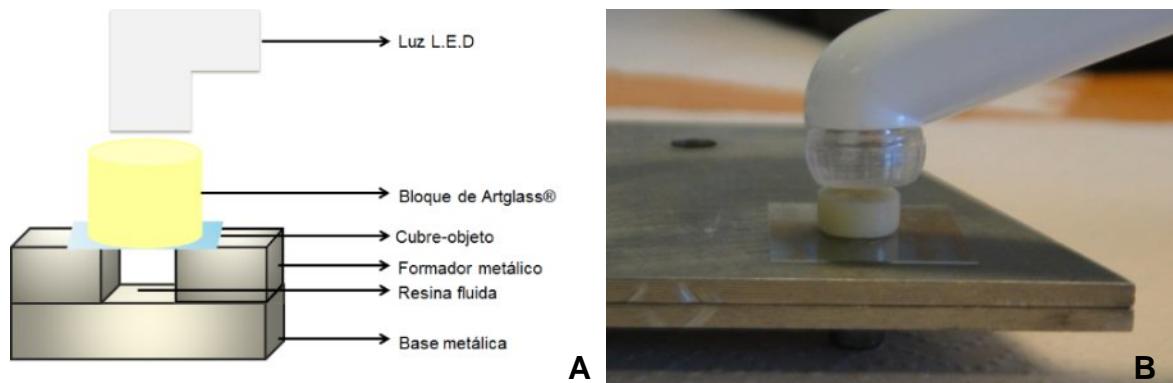


Imagen N°3: Esquema del proceso de fotopolimerización.

5. Corroboración del funcionamiento de la lámpara

Cada 5 muestras se comprobó el funcionamiento de la lámpara, para lo cual se utilizó un radiómetro que se encontraba incorporado en la base de la lámpara.



Imagen N°4: Radiómetro incorporado en la base de la lámpara. Las 5 luces encendidas indican el funcionamiento óptimo de la lámpara.

6. Remoción restos de material sin polimerizar

Terminada la fotopolimerización se retiró la resina del formador metálico y los restos de material sin polimerizar fueron removidos con una espátula plástica, esperando así obtener un cilindro de resina compuesta polimerizada.

7. Medición cuerpos de resina fluida con un pie de metro

Posteriormente, cada cuerpo de resina fluida polimerizada fue medido con un pie de metro manual Helios Ganz Gehartet de origen Alemán con sensibilidad de 0,1mm.

Para realizar las mediciones, cada cilindro de resina fluida polimerizada obtenido fue posicionado en la cara fija para mediciones externas y luego se aproximó suavemente la cara móvil hasta hacer contacto con la superficie del cilindro. A continuación, se observó el valor indicado por la regla fija el cual corresponde a los milímetros medidos, a su vez, fue necesario observar que trazo de la regla móvil o nonio coincidía exactamente con un trazo de la regla fija, dicho valor corresponde a la parte decimal de la medición.

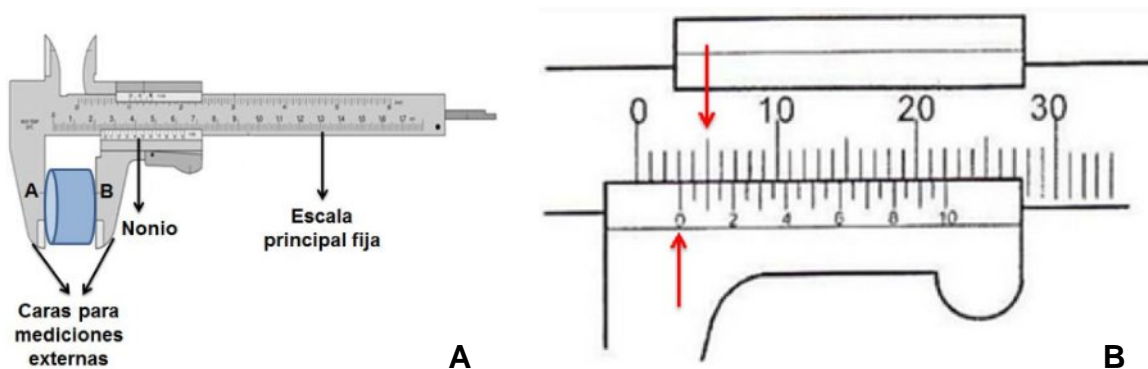


Imagen N°5: (A) Pie de metro manual y sus partes principales para este estudio. Se aprecian las caras para mediciones externas (cara fija A y cara móvil B), el nonio y la escala principal fija. (B) Ejemplo de medición, la flecha inferior indica la escala fija la cual marca en este caso 3mm, la flecha superior indica el trazo superior que coincide con el inferior en este caso 0,1mm, por lo tanto el ejemplo corresponde 3.1mm.

8. Análisis de resultados

Finalmente los resultados fueron tabulados y sometidos análisis estadístico. Primero se realizaron estudios de distribución normal mediante la prueba de Shapiro-Wilk, luego se estimaron estadígrafos descriptivos que permitieron tener una aproximación de la estructura de los datos en cada uno de los tratamientos estudiados. Finalmente los tratamientos fueron comparados mediante la prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis.

Resultados

Los resultados obtenidos fueron tabulados para facilitar su comprensión y posterior análisis, como se exponen a continuación.

Grupos			
Control (mm)	0M1 (mm)	2M1 (mm)	5M1 (mm)
4.0	1.7	1.1	0.6
4.0	1.9	0.9	0.7
3.9	1.7	1.1	0.6
3.9	1.8	1.0	0.6
4.0	1.7	1.0	0.6
4.0	1.6	0.9	0.6
4.0	1.7	0.9	0.5
3.9	1.6	1.1	0.5
	1.7	1.0	0.5
	1.9	1.0	0.6
	1.7	1.0	0.7
	1.9	0.9	0.6
	1.8	0.9	0.4
	1.9	1.1	0.5
	1.9	0.8	0.7
	1.7	0.9	0.5
	1.7	0.9	0.5
	1.7	1.1	0.6
	1.9	0.9	0.6
	1.8	0.9	0.4

Tabla N°1: Alturas de los cuerpos de resina fluida polimerizada para cada grupo expresadas en milímetros (mm) obtenidos al medir con un pie de metro con sensibilidad de 0,1mm.

Análisis de resultados

Los datos de todos los grupos se sometieron primeramente a estudios de distribución normal mediante la prueba de Shapiro-Wilk. Posteriormente se estimaron estadígrafos descriptivos que permitieron tener una aproximación de la estructura de los datos en cada uno de los tratamientos estudiados.

Los tratamientos fueron comparados mediante la prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis. El nivel de significación empleado en todos los casos fue de $\alpha = 0,05$.

Resultados de la estimación de la normalidad en los datos de los tratamientos estimados

Prueba de normalidad				
	Color restauración	Shapiro-Wilk		
		Estadístico	Gl	Sig.
Profundidad polimerización	0M1	,831	20	,003
	2M1	,853	20	,006
	5M1	,881	20	,018

Tabla N°2: Análisis estadístico mediante test Shapiro-Wilk

En la tabla, se muestran los resultados de la estimación de distribución normal de los datos en los tratamientos estudiados. Se encontró que la prueba fue significativa ($p < 0,05$) en todos los grupos estudiados (0,03, 0,06 y 0,018), por lo tanto no existe distribución normal en ninguno de los grupos estudiados.

Resultados estadísticos descriptivos

Descriptivos				
Grupos	Media	Mediana	Varianza	Desviación típica
0M1	1,7650	1,7000	,011	,10400
2M1	,9650	,9500	,008	,08751
5M1	,5650	,6000	,008	,08751

Tabla N°3: Análisis de los valores estadísticos descriptivos

El grupo control presenta los mayores valores de media y mediana, comparado con todos los grupos en estudio.

De los grupos estudiados el que presenta los mayores valores corresponde al grupo “0M1”, por otra parte los menores valores de media y mediana los encontramos en el grupo “5M1”. Situación representada en los siguientes gráficos, de cajas y bigotes y de medias.

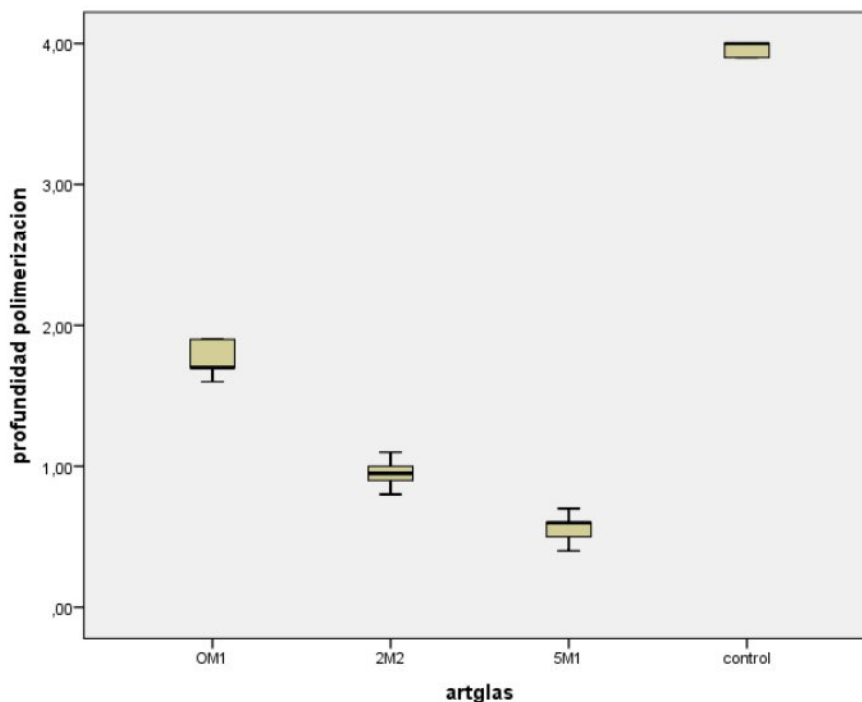


Gráfico N°1: Gráfico de cajas y bigotes. La mediana se encuentra representada por la línea central de cada caja. Los bordes superior e inferior de la caja representan el 50% de los datos mientras que los bigotes muestran la ubicación de los datos restantes que se encuentran en un rango de 1.5 desviaciones estándar respecto a la media.

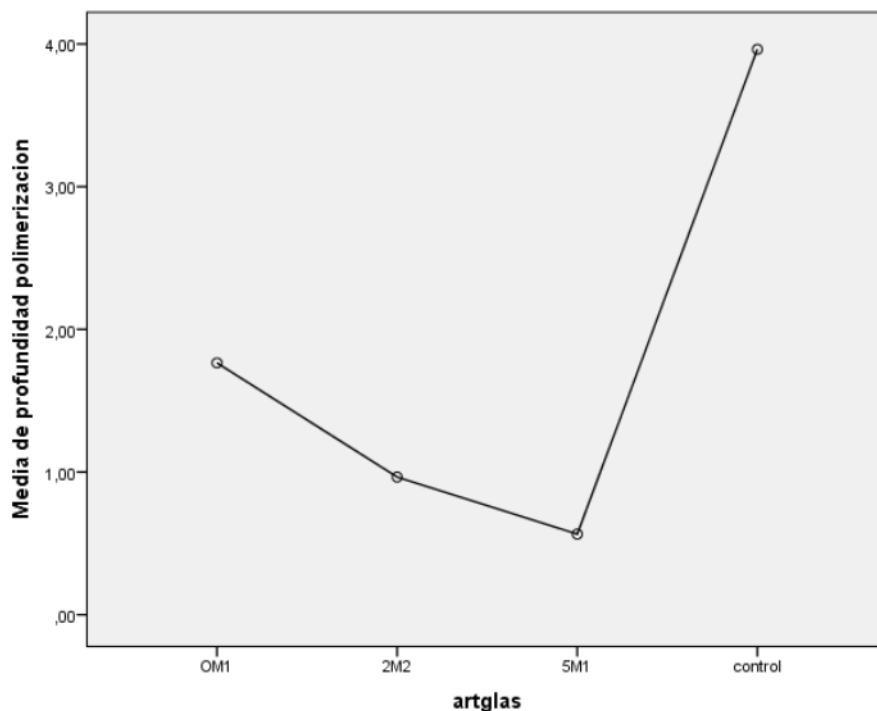


Gráfico N°2: Gráfico de medias. Representa los valores promedios en milímetros de cada grupo estudiado.

Análisis Inferencial:

Resultados de la comparación entre los tratamientos estudiados

Estadísticos de contraste	
	Profundidad polimerización
Gl	2
Sig. Asintót	,000

Tabla N°4: Prueba de Kruskal-Wallis

En la Tabla se muestran los resultados de la comparación entre los tres tratamientos. El nivel de significancia en la prueba empleada fue de 0,00, lo cual indica que si existen diferencias estadísticas (p menor a 0,05), por lo tanto los tratamientos estudiados tienen diferente nivel de profundidad de polimerización.

Discusión

La profundidad de curado es una medida de la eficiencia de la polimerización. La norma ISO 4049 (2009), en la cual se basó la metodología de este estudio, exige que el mínimo valor de profundidad de curado sea de 1,5mm aunque generalmente se obtienen valores mayores a los 2mm (Veranes y cols, 2005; Heintze y cols, 2011).

Al observar los valores obtenidos, se aprecia que para el grupo control se alcanza el mínimo exigido de profundidad de polimerización, sin embargo en los otros tres grupos de estudio (0M1, 2M1, 5M1) los valores se encuentran bajo las exigencias de la norma ISO 4049 (2009). No obstante, este mínimo establecido resulta relevante para resinas de restauración directa, no así necesariamente para los cementos a base de resina ya que la línea de cementación no debe ser mayor a 50 μ (0,05mm), valor superado en todos los grupos de estudio (Pereira y cols, 2010; Aranda y cols, 2013). Sin embargo, esto no implica que las propiedades mecánicas de la resina compuesta fluida en todos los grupos sean similares. Para determinar si estas diferencias existen son necesarios estudios adicionales.

Al comparar los resultados obtenidos entre los distintos grupos, se encontraron los valores más altos de profundidad de curado en el grupo 0M1, luego en el 2M1 y finalmente en el 5M1, existiendo diferencias significativas entre todos ellos.

De esta forma se acepta la hipótesis del trabajo, ya que se determina que existen diferencias significativas en la profundidad de polimerización de una resina compuesta fluida al interponer bloques de resina indirecta de distintos valores de color (0M1, 2M1, 5M1). Aun así, como fue mencionado anteriormente, la profundidad de polimerización obtenida en todos los grupos fue mayor que el grosor establecido para la interfase diente restauración (Pereira y cols, 2010).

Dichos resultados podrían deberse a que cuando el medio cementante es fotoactivado, parte de la luz es absorbida por la restauración indirecta (Grau y cols, 2008; Calgaro y cols, 2013). Esto se condice con El-Mowafy y cols. quienes determinaron que siempre existe una atenuación de la luz al atravesar estructuras indirectas y que estos valores pueden disminuir hasta un 70% al atravesar cuerpos

de resina de tan solo 1mm de grosor (El-Mowafy y Rubo, 2000). Junto con esto, Grau y cols. indicaron que el mayor bloqueo de la luz es producido por el grosor y opacidad de la restauración (Grau y cols, 2008).

Algunos investigadores han trabajado con materiales cerámicos de diferentes composición, grosor y color, estudiando su influencia en la polimerización del medio cementante. No obstante, los resultados obtenidos con materiales cerámicos no pueden ser extrapolables al Artglass®, ya que al comparar el estudio Aranda y cols. con el de Caro. se observa que utilizando la misma unidad L.E.D, al polimerizar a través de una cerámica feldespática por 60 segundos se obtienen profundidades de polimerización comparables a los obtenidos aplicando 40 segundos de luz a través de cuerpos de Artglass®, lo cual indica una mayor translucidez de los materiales a base de resina en comparación con los cerámicos. Aun así, resulta relevante analizar dichos estudios (Caro, 2012; Aranda y cols, 2013).

Soares y cols. estudiaron la microdureza de un cemento de resina dual al ser polimerizado a través de cerámicas de feldespato de distintos espesores y colores. Concluyeron que en espesores de 1 y 2mm la restauración indirecta no causa ningún perjuicio en la dureza del cemento independiente del color, sin embargo en restauraciones de 4mm de espesor, al aumentar el croma disminuyó significativamente la dureza del cemento de resina, lo cual se condice con los resultados de este estudio (Soares y cols, 2006).

Así mismo, Calgaro y cols. al estudiar el grado de conversión y dureza de cementos de resina al interponer diferentes cerámicas, concluyeron que la opacidad del material es el principal factor para disminuir el grado de conversión y dureza del cemento de resina (Rueggeberg y cols, 2002). Por el contrario, en un estudio de Linden y cols. se encontró que la opacidad de la porcelana no afectó significativamente la dureza del cemento (Linden y cols, 1991).

Dichas diferencias pueden ser debidas a los diferentes grosores del material interpuesto utilizado en cada estudio, ya que al parecer en grosores de 4mm resultaría ser relevante la opacidad del material, no así en grosores de 1 y 2mm

donde no afectaría la profundidad de polimerización. De este modo, se podría pensar que al disminuir el grosor, el valor del color de la restauración no afectaría la profundidad de polimerización del medio cementante, por lo que serían interesantes estudios adicionales que investiguen la profundidad de polimerización de una resina compuesta fluida al interponer especímenes de Artglass® de diferentes valores de color y grosores.

En otro estudio Cardash y cols. evaluaron el efecto del color de la porcelana sobre la dureza superficial de diferentes cementos de resina, encontrando que al aumentar el color disminuía la dureza del material por lo que era necesario aumentar el tiempo de exposición para lograr valores similares (Cardash y cols, 1993).

Para compensar el efecto de atenuación de la luz algunos autores han propuesto aumentar el tiempo de exposición. Aun así, en estudios recientes no se han encontrado diferencias significativas al aumentar el tiempo de 40 a 60 segundos utilizando lámparas de luz L.E.D (Ceballos y cols, 2009; Ruan y cols, 2009).

La literatura reporta que en restauraciones con grosores mayores a los 5mm no es posible lograr la fotoactivación, por lo que es necesario utilizar materiales de activación dual, incluso no se recomienda el uso de cementos de fotocurado en restauraciones de más de 2mm de grosor (Cardash y cols, 1993; Pereira y cols, 2010).

Del mismo modo, en un estudio realizado por Lee y cols. la intensidad de la luz llegó a valores cercanos a los 0 mW/cm² cuando el grosor de la estructura fue de 4mm (Lee y cols, 2008). Dichos resultados pueden ser atribuibles a que se utilizó como fuente emisora de luz a una lámpara halógena cuya potencia era de 529 mW/cm², valor muy inferior a los 1500 mW/cm² emitidos por la lámpara L.E.D utilizada en este estudio.

Las lámparas tipo L.E.D han demostrado ser capaces de atravesar estructuras de hasta 4mm y polimerizar el material de cementación en tiempos no mayores a los 60 segundos (Caughman y cols, 2001; Aranda y cols, 2013).

Aun así, otros estudios han determinado un mayor grado de polimerización y mejores propiedades mecánicas al utilizar fuentes de luz halógenas en comparación con las lámparas de luz L.E.D (Veiga y cols, 2007; Noguera y Tijerino, 2008; Gonzaga y cols, 2010). Esto puede ser debido al acotado rango de emisión de luz alrededor de los 450 a 490nm, específico para activar el fotoiniciador canforquinona, sin embargo, algunos materiales presentan otros fotoiniciadores con un máximo de absorción fuera de este rango, por lo que la eficiencia de la polimerización no dependería solamente de la unidad de fotopolimerización sino que también de la composición química de la resina compuesta (Silva y cols, 2011)

La distancia desde la que es aplicada la luz también parece ser un factor influyente en la profundidad de polimerización, posiblemente debido a la naturaleza divergente de la luz. En un estudio de Cekic-Nagas y cols. se encontró que al aumentar la distancia de irradiación de 2 a 9mm disminuía significativamente la microdureza de la resina. Por otro lado, Dunne y cols. a pesar de que encontraron una disminución en la profundidad de polimerización al alejar progresivamente la fuente de luz, concluyeron que no resultaba determinante en las características de la polimerización (Dunne y Millar, 2008; Cekic-Nagas y cols, 2010)

Finalmente, otro factor que resulta interesante de analizar es el color y opacidad del cemento de resina propiamente tal. En un estudio de Reges y cols. se polimerizaron a través de estructuras cerámicas cementos a base de resina de diferentes tonos, encontrando un menor valor de dureza en el grupo de los cementos opacos en comparación con los cementos de tonos claros (Reges y cols, 2009). En el presente estudio se utilizó como medio cementante una resina fluida color A3 en forma arbitraria, por lo que sería posible pensar que al disminuir el croma de la resina fluida, podría aumentar la profundidad de polimerización. Para determinar si existen estas diferencias son necesarios estudios adicionales.

Conclusiones

- Existen diferencias significativas en la profundidad de polimerización de resina compuesta fluida al interponer bloques de Artglass® de distintos valores de color, siendo los valores más alto lo que dificultan en mayor medida el paso de la luz.
- Es posible utilizar resinas compuestas fluidas para la cementación de una restauración de Artglass® de 4mm de grosor independiente del valor del color de esta, ya que la profundidad de polimerización obtenida en todos los grupos de estudio fue mayor que el grosor establecido por la norma ISO 4049 (2009) para la interfase diente restauración para este tipo de materiales.

Sugerencias

- Se recomiendan estudios futuros que evalúen las propiedades mecánicas de las resinas compuestas fluidas, al ser polimerizadas a través de estructuras de diferentes valores de color.
- Es recomendable estudios adicionales que consideren las otras dimensiones del color, tales como el matiz y el croma.

Referencias bibliográficas

- Aranda N, Aizencop D, Ehrmantraut M (2013). Comparación de la profundidad de fotopolimerización de resinas fluidas a través de 4 porcelanas de alta opacidad. Rev. Clínica de periodoncia, implantología y rehabilitación oral. 6(3):123-126.
- Archegas L, Freire A, Vieira S, Caldas D, Souza E (2011). Colour stability and opacity of resin cements and flowable composites for ceramic veneer luting after accelerated ageing. J Dent. 39(11):804-10.
- Badenier O, Moya R, Cueto A (2007). Prevalencia de enfermedades buco dentales y necesidades de tratamiento en la V región. Proyecto FONIS.
- Barbosa P , Cunha W, Claro A, Gonçalves L, Silva-Concilio L (2013). Mechanical properties of direct and indirect composites after storage for 24 hours and 10 months. Eur J Dent. 7(1):117–122.
- Barceleiro M. De Miranda M, Dias K, Sekito T (2003). Shear bond strength of porcelain laminate veneer bonded with flowable composite. Operative Dentistry. 28(4):423-428.
- Beros I (2006). 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.
- Bilbao J, Acosta C (2001). Página del Centro Nacional de Materiales Dentales. Acta odontol. venez. 39(2): 76-77.
- Blanco J (2013). Rehabilitación de la sonrisa mediante resinas compuestas. Gaceta Dental. 248:126-138.

- Borba M, Della Bona A, Cecchetti D (2009). Flexural strength and hardness of direct and indirect composites. *Braz Oral Res.* 23(1):5-10.
- Borges A, Costa A, Saavedra G, Komori P, Borges A, Rode S (2011). Color stability of composites: effect of immersion media. *Acta Odontol. Latinoam.* 24(2):193-199.
- Calgaro P, Furuse A, Correr G, Ornaghi B, Gonzaga C (2013). Influence of the interposition of ceramic spacers on the degree of conversion and the hardness of resin cements. *Braz Oral Res.* 27(5):403-9.
- Cardash H, Baharav H, Pilo R, Ben-Amar A (1993). The effect of porcelain color on the hardness of luting composite resin cement. *J Prosthet Dent.* 69(6):620-3.
- Caro M (2012). Estudio comparativo in vitro de la profundidad de polimerización de resinas compuestas fluidas polimerizadas por luz LED versus luz halógena, a través de resinas compuestas previamente endurecidas. Trabajo de investigación requisito para optar al título de Cirujano dentista. Universidad de Chile. Santiago.
- Castillo A (2011). Evaluación de la resistencia flexural de la resina compuesta Amelogen Plus (Ultradent), con el uso o no de materiales resinosos entre capas de resina. Trabajo de investigación requisito para optar al título de Cirujano dentista. Universidad San Francisco de Quito. Quito.
- Caughman W, Chan D, Rueggeberg F (2001). Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent.* 86(1):101-6.

- Ceballos L, Fuentes M, Tafalla H, Martínez A, Flores J, Rodríguez J (2009). Curing effectiveness of resin composites at different exposure times using LED and halogen units. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 14(1):E51-6.
- Cekic-Nagas I, Egilmez F, Ergun G (2010). The effect of irradiation distance on microhardness of resin composites cured with different light curing units. *Eur J Dent*. 4(4):440-6.
- David S (2004). Estudio experimental de sistemas poliméricos para recubrimiento de metal en prótesis. Trabajo de investigación para optar al grado de Doctor en Odontología. Universidad Complutense de Madrid. Madrid.
- Dunne S, Millar B (2008). Effect of distance from curing light tip to restoration surface on depth of cure of composite resin. *Prim Dent Care*. 15(4):147-52.
- Echeverría S (2006). 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.
- Ehrmantraut M, Terrazas P, Leiva M (2011). Sellado marginal en restauraciones indirectas, cementadas con dos sistemas adhesivos diferentes. *Rev Clin. Periodoncia Implantol. Rehabil. Oral*. 4(3):106-109.
- El-Mowafy O, Rubo M (2000). Influence of composite inlay/onlay thickness on hardening of dual-cured resin cements. *J Can Dent Assoc*. 66(3):147.

- Espelid I, Cairns J, Askildsen J, Qvist V, Gaarden T, Tveit A (2006). Preferences over dental restorative materials among young patients and dental professionals. *Eur J Oral Sci.* 114(1):15-2.
- Ferracane J (2011). Resin composite--state of the art. *Dent Mater.* 27(1):29-38
- Ferreto I, Lafuente D, Loría A, Rojas A (2010). Diferencias de iluminación en diferentes tipos de resinas compuestas de nanopartícula. *Publicación Científica Facultad de Odontología, UCR.* 12:53-57.
- Fuentes C (2004). Estudio comparativo in vitro de la fuerza adhesiva de restauraciones indirectas estéticas cementadas con cemento de resina dual y resina fluida. Trabajo de investigación requisito para optar al título de Cirujano Dentista. Universidad de Chile. Santiago.
- Gómez O (2006). Uso de la clorhexidina como coadyudante en la prevención y control de caries dental en humanos. Trabajo de grado para optar al título de Especialista en Odontología Infantil. Universidad Central de Venezuela. Caracas.
- Gonzaga F, Sano K, Oliveira V, Benitez A (2010). Estudio comparativo de la microdureza de composites en relación a la fuente de luz, profundidad de polimerización y tiempo. *Acta Odontol. Venez.* Vol 48, N°4.
- Graciano M, Correa Y, Martinez C, Burgos A, Ceballos J, Sánchez L (2012). *Streptococcus mutans* y caries dental en América Latina. Revisión sistemática de la literatura. *Rev Nacional de Odontol. Colombia.* 8(14):32-45.
- Grau P, Portero P, Laufer-Neto J, Gomes O (2008). Polimerización de un cemento de composite a través de restauraciones de cerómero utilizando

lámparas halógena y LEDs. *Avances en Odontoestomatología*. 24(4):261-265.

- Heintze S, Zimmerli B (2011). 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*. 121(9):804-16.
- Hervás A, Martínez M, Cabanes J, Barjau A, Fos P (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 11:E215-20.
- Higashi C, Mongruel G, Garcia E, Mongruel O, Gomes J (2011). Color y características ópticas para restauraciones estéticas de dientes anteriores. *Acta Odontol. Venez* . Vol 49, N°4, Art 17.
- Hill E, DDS, MS (2007). Dental Cements for Definitive Luting: A Review and Practical Clinical Considerations. *Dent Clin North Am*. 51(3):643-58.
- Hoyos A (2001). Color e ilusión. *Rev CES Odontol*. 14(2):53-62.
- Kogan E, Elizalde P, Reyes M, Castillo M, Puebla A, Kogan P (2006). Cementación de restauraciones de cerómero libres de metal con resina restaurativa precalentada. Evaluación del rango de polimerización. *Rev ADM*. 63(4):131-134.
- Lee I, An W, Chang J, Um C (2008). Influence of ceramic thickness and curing mode on the polymerization shrinkage kinetics of dual-cured resin cements. *Dent Mater*. 24(8):1141-7.
- Linden J, Swift E, Boyer D, Davis B (1991). Photo-activation of resin cements through porcelain veneers. *J Dent Res*. 70(2):154-7.

- Manso A, Silva N, Bonfante E, Pegoraro T, Dias R, Carvalho R (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am.* 55(2):311-32.
- Mariné A, Stanke F, Urzúa I (1997). *Caries: Tratamiento de una enfermedad infectocontagiosa*, Primera edición, Facultad de odontología U. de Chile, Santiago. Cap 1, p 7.
- Mejía A, Ballinas A, Ledesma C (2009). Algunos aspectos que influyen para igualar el color dental. *Rev ADM.* 65(3):44-49.
- Mejía K (2012). Opacidad y translucidez de diferentes resinas de acuerdo a su tamaño de partícula y su aplicación clínica. Trabajo de Grado para optar por el título de Rehabilitador Oral. Universidad Nacional de Colombia, Posgrado de Rehabilitación Oral. Bogotá.
- Meyer G, Ernst C, Willershausen B (2002). Decrease in power output of new light-emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface. *J Adhes Dent.* 4(3):197-204.
- Nandini S (2010). Indirect resin composites. *J Conserv Dent.* 13(4):184-94.
- Nocchi C (2007). *Odontología restauradora, salud y estética*, Segunda edición, Editorial Médica Panamericana, Brasil. Cap 1, pp 2-4.
- Noguera D, Tijerino S (2008). Lámparas LED vs. Halógenas. *Rev. Odontol. Univ. Costa Rica. Odontología Vital.* 2(9):15-20.
- Nuñez D, García L (2010). Bioquímica de la caries dental. *Rev haban cienc med.* 9(2):156-166.

- Ortega R (2005). Estudio comparativo in vitro de la resistencia al desgaste de 3 resinas compuestas de nanotecnología y 3 resinas compuestas convencionales. Trabajo de investigación requisito para optar al título de Cirujano dentista. Universidad de Chile. Santiago.
- Palomer L (2006). Caries dental en el niño. Una enfermedad contagiosa. Rev Chil Pediatr. 77(1):56-60.
- Pegoraro T, da Silva N, Carvalho R (2007). Cements for Use in Esthetic Dentistry. Dent Clin North Am. 51(2):453-71.
- Pereira S, Fulgencio R, Nunes T, Toledano M, Osorio R, Marins R (2010). Effect of curing protocol on the polymerization of dual-cured resin cements. 26(7):710-718.
- Pimentel E, Trejo P, De León C (2009). Coronas de acero-cromo ceramizadas (Art-glass®) como una alternativa para la restauración de dientes temporales anteriores. Caso clínico. Rev. Estomat. 17(1):26-29.
- Raddi Plus, unidad led fotocurado inalámbrica de alta potencia (2006). The Dental Advisor. Vol 23, N°3.
- Reges R, Costal A, Correr A, Piva E, Puppim-Rontani R, Coelho M, Correr-Sobrinho L (2009). Effect of light-curing units, post-cured time and shade of resin cement on knoop hardness. Braz. Dent. J. 20(5):410-413.
- Rodríguez G, Douglas R, Pereira S, Natalie A (2008). Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. Acta odontol. Venez. 46(3):381-392.

- Ruan J, Mongruel O, Gones C, Dourado A, Alessandra L (2009). Efecto del tiempo de exposición sobre la eficacia de polimerización con unidades equipadas con luz emitida por diodos-led's. *Rev. Colombiana de Investigación en Odontología*. 1(1):29-37.
- Rueggeberg F, DDS, MSA (2002). From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *J Prosthet Dent*. 87(4):364-79.
- Rueggeberg F (2011). State-of-the-art: dental photocuring- a review. *Dent Mater*. 27(1):39-52.
- Sanchez C, Monroy M (2009). Materiales de resinas compuestas y su polimerización. Parte I. *Rev ADM*. 65(4):10-17.
- Silva E, Albuquerque R, Lanza L, Vieira G, Peixoto R, Alvim H, Yoshida M (2011). Influence of different light sources on the conversion of composite resins. *Indian Journal of Dental Research*. 22(6):790-794.
- Soares C, da Silva N, Fonseca R (2006). Influence of the feldspathic ceramic thickness and shade on the microhardness of dual resin cement. *Oper Dent*. 31(3):384-9.
- Söderholm K, Mariotti A (1999). BIS-GMA-based resins in dentistry: are they safe?. *J Am Dent Assoc*. 130(2):201-9.
- Stamatacos C, Simon J (2013). Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent*. 34(1):42-4,46.
- Sumino N, Tsubota K, Takamizawa T, Shiratsuchi K, Miyazaki M, Latta M (2013). Comparison of the wear and flexural characteristics of flowable resin composites for posterior lesions. *Acta Odontol Scand*. 71(3-4):820-7.

- Veiga M, Ribeiro M, Rabelo J, Candido A, Orbegoso V (2007). Influencia de las unidades de curado led y luz halógena sobre la resistencia compresiva de las resinas compuestas. Acta Odontol. Venez. Vol 45, N°2.
- Veranes Y, Autran F, Alvarez R, Gil F (2005). Determinación de la profundidad de curado y propiedades mecánicas de composites dentales fotopolimerizables experimentales. RCOE. 10(2):151-170.
- Villegas M (2005). Análisis comparativo in vitro de la tensión diametral en restauraciones realizadas con resinas compuestas fotopolimerizadas con lámparas halógenas y lámparas LED. Trabajo de investigación requisito para optar al título de Cirujano dentista. Universidad de Chile. Santiago.
- Wave, composite fluido que libera flúor (1998). The Dental Advisor. Vol 15, N°8
- Yoon T, Lee Y, Lim B, Kim C (2002). Degree of polymerization of resin composites by different light sources. J Oral Rehabil. 29(12):1165-73.
- Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A (2010). Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 120(11):972-86.