

UNIVERSIDAD PRIVADA DE TACNA
FACULTAD DE CIENCIA DE LA SALUD
SEGUNDA ESPECIALIDAD EN REHABILITACION ORAL



**“INFLUENCIA DEL GROSOR DE LAS RESTAURACIONES
INDIRECTAS Y DE LA INTENSIDAD DE LA LUZ EN LA FOTO
POLIMERIZACIÓN DE LOS CEMENTOS RESINOSOS”**

**TESINA PARA OBTENER EL TITULO DE ESPECIALISTA EN
REHABILITACION ORAL**

Presentada por:

C.D. MARIA DEL MILAGRO HOYOS MUÑOZ

Asesor:

Mg. Esp. Arturo kobayashi

TACNA- PERU

2016

AGRADECIMIENTOS

Me gustaría agradecerle a ti Dios por bendecirme para llegar hasta donde he llegado.

A mí UNIVERSIDAD PRIVADA DE TACNA, Escuela de ODONTOLOGIA, por darme la oportunidad de estudiar y ser mejor profesional.

A mis docentes Dr. Arturo Kobayashi, Dr. Quintana por su paciencia y por todos los conocimientos vertidos en nosotros, no puedo dejar mencionar al Dr. Eduardo Vicente quien ya no se encuentra con nosotros pero tuve la dicha de conocer a un excelente profesional y ser humano, siempre lo recordare; Dra. Ytala Meléndez gracias por su paciencia, sus consejos a lo largo de estos dos años.

Son muchas las personas que han formado parte de mi vida profesional a las que me encantaría agradecerles su amistad, consejos, apoyo, ánimo y compañía en los momentos más difíciles de mi vida. Algunas están aquí conmigo y otras en mis recuerdos y en mi corazón, sin importar en donde estén quiero darles las gracias por formar parte de mí, por todo lo que me han brindado y por todas sus bendiciones.

DEDICATORIA

Esta tesis se la dedico a Dios quién supo guiarme por el buen camino, darme fuerzas para seguir adelante y no desmayar.

A mi familia quienes por ellos soy lo que soy. Para mis padres por su apoyo, consejos, comprensión, amor, ayuda en los momentos difíciles. Me han dado todo lo que soy como persona, mis valores, mis principios, mi carácter, mi empeño, mi perseverancia, mi coraje para conseguir mis objetivos.

A mis hermanos por estar siempre presentes, acompañándome para poderme realizar. A mi sobrinos Valentina, Fabiano, Arantza, Marco y André quienes ha sido y son mi motivación, inspiración y felicidad.

A las personas que me ayudaron y siempre estuvieron a mi lado motivándome y llenando de amor.

*“La dicha de la vida consiste en tener siempre algo que hacer, alguien a quien amar y alguna cosa que esperar”. **Thomas Chalmers***

RESUMEN

El presente trabajo consistió, en realizar una revisión bibliográfica de la influencia del grosor de las restauraciones indirectas y de la intensidad de la luz en la foto polimerización de los cementos resinosos, donde se encontró que no existe un agente cementante ideal para todos los procedimientos; su selección depende de las propiedades físicas, sensibilidad de la técnica y la evidencia existente. Los cementos de resina se han convertido en el material de elección para la fijación de restauraciones indirectas como las cerámicas libres de metal ya que ofrecen una serie de ventajas entre las que destacan un mayor tiempo de trabajo, mejor control sobre el asentamiento de las restauraciones y mayor estabilidad de color. La desventaja del uso de materiales es que existen casos donde la luz no puede llegar a todos los sitios. Es aquí cuando evaluar el grado de polimerización del cemento cobra gran importancia.

Concluyendo que; el espesor de la restauración y la fuente de luz, presentan influencia en la polimerización de los cementos de doble polimerización, el incremento del grosor de las restauraciones cerámicas tiene como consecuencia la reducción del encogimiento por polimerización de los cementos a base de resina dual. Los modos y valores de fotopolimerización de los cementos resinosos no están especificados. Las unidades de fotocurado que poseen una intensidad de luz adecuada y una fibra óptica integra serían las únicas unidades que pueden garantizar una adecuada polimerización.

PALABRAS CLAVE

- *Cementos resinosos.*
- *Restauraciones indirectas.*
- *Grosor de restauraciones.*
- *Polimerización.*
- *Profundidad de Foto polimerización.*

SUMMARY

The present work consisted in a bibliographical review of the influence of the thickness of the indirect restorations and the intensity of the light in the photo polymerization of the resin cements, where it was found that there is no ideal cementing agent for all procedures. Its selection depends on the physical properties, the sensitivity of the technique and the existing evidence. Resin cements have become the material of choice for the fixation of indirect restorations such as metal-free ceramics and they offer a number of advantages, such as a longer working time, better control over the restoration settling And Greater color stability. The disadvantage of using materials is that there are cases where light can not reach all sites. It is here when assessing the degree of polymerization of the cement takes great importance.

Concluding that; The thickness of the restoration and the light source has an influence on the polymerization of the double polymerization cements, the increase of the thickness of the ceramics results in the reduction of the shrinkage by the polymerization of the cements a dual resin base. The modes and values of photopolymerization of the cements are not specified. Photocuring units that have adequate light intensity and an optical fiber are the only units that can guarantee adequate polymerization.

KEYWORDS

- *Resin cements.*
- *Indirect restorations.*
- *Thickness of restorations.*
- *Polymerization.*
- *Depth of photopolymerization.*

CONTENIDO

RESUMEN	
SUMMARY	
INTRODUCCION	1 Pag.
CAPITULO I	3
OBJETIVOS	3
CAPITULO II	4
MARCO TEORICO	4
1. CEMENTOS DE RESINA	4
1.1. GENERALIDADES Y COMPOSICIÓN	4
1.2. CONTRACCION DE LOS CEMENTOS RESINOSOS	5
1.3. CLASIFICACIÓN DE LOS CEMENTOS RESINOSOS	7
A. POR EL TAMAÑO DE SUS PARTÍCULAS	
B. POR SU FORMA DE ACTIVACIÓN	
2. CONSIDERACIONES GENERALES DE LA FOTOPOLIMERIZACIÓN Y DE LAS FUENTES LUMÍNICAS USADAS EN ODONTOLOGÍA	12
2.1. ESPECTRO DE LUZ VISIBLE.	12
2.2. FACTORES QUE INFLUYEN EN LA FOTOPOLIMERIZACIÓN	14
2.2.1. INHERENTES A LA TÉCNICA	14
2.2.2. DEPENDIENTES DEL MATERIAL	15
2.2.3. DEPENDIENTES DE LA UNIDAD DE LUZ	16
2.3. LÁMPARAS DE POLIMERIZACIÓN	17
2.3.1. ELEMENTOS Y CARACTERÍSTICAS	17
2.4. CLASIFICACIÓN DE LAS FUENTES LUMÍNICAS	23
2.5. MÉTODOS Y PROTOCOLOS DE FOTOPOLIMERIZACIÓN	28
CAPITULO III	34
DISCUSION	34
CONCLUSIONES	39
BIBLIOGRAFIA	41

INTRODUCCION

La Odontología vive cambios tecnológicos revolucionarios, que han contribuido a tratamientos más efectivos y a mayor satisfacción estética en sus pacientes. En esa evolución, los procedimientos restauradores indirectos han alcanzado un importante crecimiento, especialmente en aspectos vinculados al cementado. Durante la era pre-adhesiva la colocación de una reconstrucción indirecta dependía de los principios de resistencia y retención, como resultado de la preparación geométrica y el adaptado del colado. El cemento de fosfato zinc desde 1879 hasta el siglo XX fue el cemento más usado. Como el repertorio de opciones se ha expandido, existe una tendencia a acumular un gran número de materiales cementantes en los consultorios.

Desafortunadamente, todavía no existe un “cemento dental universal”. Los profesionales debemos conocer las propiedades y categorías de los cementos para asegurar longevidad de las restauraciones cementadas.¹

Actualmente, cuando se usan técnicas tradicionales con los nuevos sistemas cerámicos, se han sumado un número significativo de fracasos y una pobre longevidad. Al mismo tiempo, ha crecido la evidencia de la importancia de los cementos resinosos. La naturaleza adhesiva de estos productos ha aumentado la resistencia de estas restauraciones, y también ha disminuido la iniciación de fracturas internas en las restauraciones.

Sin duda, no existe un agente cementante ideal para todos los procedimientos; su selección depende de las propiedades físicas, sensibilidad de la técnica y la evidencia existente. Los cementos de resina se han convertido en el material de elección para la fijación de restauraciones indirectas como las cerámicas libres de metal ya que ofrecen

una serie de ventajas entre las que destacan un mayor tiempo de trabajo, mejor control sobre el asentamiento de las restauraciones y mayor estabilidad de color.²

La desventaja del uso de materiales es que existen casos donde la luz no puede llegar a todos los sitios. Es aquí cuando evaluar el grado de polimerización del cemento cobra gran importancia. Actualmente, se han desarrollado nuevas fuentes de luz que permiten mayor rapidez, mayor profundidad y mayor factor de conversión del material, mediante el empleo de diferentes modos o protocolos de curado. Sin embargo existen dudas de si estos nuevos sistemas y formas de curado, se produce un mayor estrés en la zona de unión del adhesivo al diente y se origina un desajuste marginal de la restauración con la subsiguiente filtración.

También es importante destacar que una adecuada fotopolimerización de los materiales adhesivos no es un fenómeno que ocurre en un momento, sino que se espera que perdure en el tiempo, por lo cual estará afectada tanto por fenómenos físicos químicos de degradación así como por la acción de fuerzas mecánicas que actúan sobre el material.³

El presente trabajo, tiene como objetivo realizar una revisión sobre la influencia del grosor de las restauraciones indirectas e intensidad de la luz en la fotopolimerización de los cementos resinosos.

CAPITULO I

OBJETIVOS

1. Realizar una revisión bibliográfica sobre la influencia del grosor de las restauraciones indirectas y de la intensidad de la luz en la foto polimerización de los cementos resinosos.

CAPITULO II

MARCO TEORICO

CEMENTOS DE RESINA

1.1. GENERALIDADES Y COMPOSICIÓN

Los cementos resinosos poseen componentes similares a las resinas compuestas; es decir, presentan una matriz orgánica y una inorgánica, integradas por silano, como agente de unión.

La fase orgánica está constituida por Bis - GMA (producto de reacción Bisfenol y el metacrilato de glicidilo, con propiedades mecánicas como rigidez y resistencia flexural) ⁴ o UDMA (Uretano dimetacrilato).

En la actualidad existen cementos resinosos que presentan un espesor de película adecuado el cual permite una buena adaptación del retenedor de la prótesis o de la restauración indirecta, presentan un menor porcentaje volumétrico de partículas que se incorporan a la resina aglutinante con el propósito de adecuar la viscosidad del material a las condiciones específicas deseables para las funciones de cemento resinoso. Su menor viscosidad facilita la manipulación y el asentamiento completo de la restauración en el diente preparado.⁵

Una propiedad de estos cementos es que son casi insolubles. Su gran resistencia a tensiones es lo que los hace muy útiles cuando se desea la unión micromecánica de coronas cerámicas acondicionadas por ácido. También son requeridos para las carillas, coronas completas de metal, restauraciones indirectas de composites o cerámica. En la actualidad estos cementos están disponibles en diferentes presentaciones: autopolimerizables, fotopolimerizables y de polimerización dual.⁶

Las mejores ventajas de los sistemas de cementación resinosos son su habilidad de adhesión a múltiples sustratos, alta resistencia, insolubilidad en medio oral y su potencial para mimetizar los colores. Sin embargo; requieren destreza, especialmente durante el poco tiempo del procedimiento de adhesión, y al retirar los excesos de cemento.

Asimismo como toda resina el procedimiento clínico se considera sensible, por lo que requiere de mucho cuidado por parte del profesional con las múltiples etapas para su utilización.⁷

1.2. CONTRACCION DE LOS CEMENTOS RESINOSOS

Su composición hace que tengan, pese a las diferencias, una característica común: la contracción durante el proceso de polimerización.

- Una matriz de resina, que comprende: un sistema de monómeros mono, di o trifuncionales.
- Un sistema iniciador de la polimerización de los radicales libres; estabilizadores, para maximizar la capacidad de almacenamiento antes de polimerizar, y la estabilidad química una vez polimerizada.
- Un relleno inorgánico a base de vidrio, cuarzo o sílice.
- Un agente de unión, normalmente un silano, para unir entre sí los componentes anteriores.

Su polimerización se produce gracias a la unión de las moléculas (monómeros) que los componen para formar una matriz con moléculas mayores, realizándose esta unión gracias a grupos específicos distribuidos típicamente en cada monómero.

Inevitablemente, por ahora, se contraen al polimerizar, porque en el estado inicial las unidades de monómero están separadas entre sí por distancias correspondientes a fuerzas de Van der Waals, mientras que en el polímero final las unidades de

monómero (que ya están unidas formando el polímero) están a distancias de enlace covalente menores. Esto hace que la matriz, finalmente, tenga un volumen menor del que tenían sus componentes al principio. Esta discrepancia entre el volumen inicial y el final es, seguramente, el caballo de batalla de la odontología restauradora mediante materiales compuestos y uno de los principales problemas de la cementación adhesiva.

Cuanto más bajo sea el peso molecular promedio de la mezcla de monómeros que forman la fase resinosa, mayor será el porcentaje de contracción volumétrica.

Cuanto menor sea la viscosidad del material, mayor será la contracción. Esto se debe a que la viscosidad de los materiales se adapta durante el proceso de fabricación a las necesidades de la clínica mediante tres métodos principales:

- Variando el tipo, porcentaje y cantidad de relleno.
- Añadiendo resinas de menor peso molecular, siendo los más conocidos el hietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA), el etilenglicol dimetacrilato (EGDMA) o el bisfenol metacrilato (BISMA).
- Combinando ambos métodos.

El menor peso molecular de las resinas añadidas hace que la capacidad de fluir de la mezcla mejore y la mayor cantidad y movilidad de los grupos activos que se favorezca el entrecruzamiento de las cadenas en el momento de la polimerización, lo que mejora las propiedades del producto final.

Pero la consecuencia indeseable es que el porcentaje de contracción aumenta, porque deben acercarse más moléculas entre sí, las moléculas son más pequeñas, lo que aumenta el número de dobles enlaces C=C por unidad de volumen y el grado de conversión aumenta, porque mejora la movilidad de los monómeros.⁸

1.3. CLASIFICACIÓN DE LOS CEMENTOS RESINOSOS

Los cementos resinosos se pueden clasificar de acuerdo a varios criterios, entre los que se destacan:

A. POR EL TAMAÑO DE SUS PARTÍCULAS:

- **Microparticulados:** Sus partículas inorgánicas de relleno presentan un tamaño promedio de 0.04 μm y su porcentaje de aproximadamente 50 % en volumen.
- **Microhíbridos:** Constituyen la mayoría de los cementos resinosos que se encuentran en el mercado odontológico. El tamaño promedio de sus partículas inorgánicas de relleno es de alrededor de 0.04 μm a 15 μm , las cuales está incorporadas en un porcentaje de aproximadamente 60 a 80 % en volumen. Según los datos de la literatura, los mejores resultados se logran con los cementos que presentan en su composición partículas microhíbridadas, debido a que su contracción de polimerización es más baja y presentan una viscosidad media, lo cual permite un adecuado asentamiento de la restauración.⁹

B. POR SU FORMA DE ACTIVACIÓN:

Los cementos resinosos pueden ser activados químicamente, fotoactivados e inclusive presentar doble activación; es decir activación dual.

- **CEMENTOS RESINOSOS FOTOPOLIMERIZABLES**

Presentan foto iniciadores (tal como la canforquinona) que se activan por la acción de un haz de luz de una longitud de onda de 460/470nm.¹⁰

Los cementos resinosos fotoactivados han sido desarrollados y recomendados para cementar carillas y no así para coronas completas de cerámica. Aunque el grosor de estas restauraciones es similar, es posible que este cemento también fuera indicado para las coronas de cerámica completa. Una preparación más generosa dando grosor a la corona de cerámica, puede reducir la penetración de luz y subsecuente afectar la reducción en el curado del cemento. Esto puede incrementar la diferencia de tensión entre la cerámica, cemento, y dentina. Siendo la cerámica mucho más rígida (alto módulo de elasticidad) que el cemento o la dentina. Resultando en mayor estrés a nivel de la unión de la cerámica – cemento provocando así grietas, que conlleven al fracaso de la restauración.¹¹

Además la polimerización incompleta de agentes cementantes de resina pueden dar altas proporciones de monómeros libres, alterando propiedades físicas, interactuando con ambientes acuosos y posiblemente aumentando la preocupación acerca de la irritación pulpar.

Si el grosor de la cerámica evita la completa fotopolimerización, la capa híbrida y el cemento son más vulnerables a romperse mediante

la hidrólisis y el ataque bacterial. La falta de interfaces adhesivas intactas entre el cemento y la cerámica pueden predisponer a iniciar el agrietamiento desde la superficie de la cerámica.

El tiempo de exposición a la luz (30s a 40 s), las diferentes técnicas utilizadas para la cementación y su exposición en cada superficie de la restauración (palatino, oclusal, lingual, etc.); pueden ser factores que influyan en el éxito en la cementación de restauraciones con cementos resinosos fotoactivados.¹²

Disponibles en diversos colores y opacidades, su formulación química permite su adhesión a diversos sustratos dentales. La adhesión al esmalte dental ocurre a través de retenciones micro mecánicas de la resina los cristales de hidroxapatita del esmalte acondicionado. La adhesión a la dentina es más compleja, envolviendo la penetración de monómeros hidrofílicos a través de la capa de dentina acondicionada y parcialmente desmineralizada.¹³

Una adecuada polimerización de los cementos a base de resina es un pre requisito importante para la estabilidad y la compatibilidad de la restauración. El incremento de la temperatura de la luz de fotocurado durante la polimerización es un resultado de la reacción de la polimerización exotérmica en el mismo material y la energía absorbida durante la irradiación, como también el incremento de temperatura que proviene de las unidades de curado. La rapidez de la reacción exotérmica de los cementos resinosos incrementa cuando incrementa la intensidad de la unidad de curado.¹⁴

Un incremento de la temperatura de 3.7° no es crítico para la salud pulpar. Según la literatura algunos de los cementos de fotocurado presentan algunas ventajas sobre los cementos de curado dual como por ejemplo: adecuado tiempo de trabajo, fácil remoción de los

excesos, mayor estabilidad de color, fácil dispensado. Otra ventaja del fotocurado es que no hay necesidad de mezclar los dos componentes, que produce incompleta homogenización de componentes.¹⁵

- CEMENTOS RESINOSOS DUALES

Los cementos resinosos de polimerización dual pueden ser polimerizados por luz y por polimerización química. Estos cementos se pueden usar para la cementación definitiva de las restauraciones indirectas totalmente cerámicas así como las de composite y a base de metal. Además los cementos resinosos de polimerizado dual son caracterizados por una alta resistencia mecánica y excelentes propiedades estéticas. Su composición química permite la adhesión a muchos substratos dentales. En los materiales cuya reacción de endurecimiento es dual, se encuentran presentes en el cemento foto iniciadores (canforquinona y amina), como una forma adicional al sistema de iniciación de la reacción de endurecimiento. La reacción de polimerización se inicia con la mezcla de la pasta base con el catalizador y tiene como complemento el sistema activado los monómeros en polímeros, mejorando las propiedades físicas del cemento, además de acelerar la reacción de endurecimiento.

Ferreira y col (2003), estudiaron la influencia del modo de polimerización del cemento de resina y la carga cíclica temprana sobre la fuerza de adhesión de los especímenes porcelana dentina. Donde se utilizan dos sistemas de cementación Choice/One – Step y RelyX ARC. El sistema 3M™ RelyX™ ARC es una resina de cementación permanente pasta - pasta, de doble polimerización

desarrollada para ser utilizada con el Sistema Adhesivo Dental 3M™ Single Bond. Utilizado en esta combinación, el sistema está indicado para cementar restauraciones indirectas como las coronas, puentes, puentes Maryland (adhesivos), inlays, onlays y para cementación de pernos endodónticos. Estas restauraciones indirectas pueden estar compuestas por porcelana, cerámica, composite prepolidimerizado, metal o porcelana fundida con metal. Este cemento de resina proporciona un sistema de doble polimerización que tiene un tiempo de trabajo de aproximadamente 2 minutos. Tiene un tiempo de fraguado por polimerización automática de 10 minutos desde el inicio de la mezcla. Ofrece un material con gran resistencia física, alta resistencia al desgaste, gran resistencia adhesiva a una variedad de sustratos y un bajo espesor de película cuando se utiliza con el adhesivo Single Bond. Las propiedades estéticas, el color y la opacidad.

La fuerza promedio adhesiva bajo el modo de curado dual (13.4 MPa), fue significativamente mayor que el promedio correspondiente para los especímenes de autocurado (5.7 Mpa), no se observó ninguna variación para la fuerza adhesiva para los especímenes que sobrevivieron a la carga cíclica temprana. Concluyendo que: los cementos de resina en modo de curado dual presentaron mayores fuerzas adhesivas que los materiales de autocurado.¹⁶

Si el cemento resinoso no puede ser adecuadamente polimerizado, sus propiedades mecánicas, físicas y biológicas pueden ser afectadas y pueden estar asociada con problemas tales como sensibilidad posquirúrgica, microinfiltración, caries recurrentes, susceptibilidad a la degradación, descolonización y disminución de las propiedades mecánicas.

Poco ha sido publicado sobre el potencial de autopolimerización de los cementos resinosos duales. Sin embargo, algunas investigaciones sugieren que el uso exclusivo de la autopolimerización no es suficiente para alcanzar la máxima conversión del cemento lo que, de acuerdo con algunos autores, no coincide con la propuesta del material, ya que una vez disponible en presentación dual, este debería ser capaz de alcanzar un alto grado de conversión, tanto en ausencia como en presencia de luz.¹⁷

2. CONSIDERACIONES GENERALES DE LA FOTOPOLIMERIZACIÓN Y DE LAS FUENTES LUMÍNICAS USADAS EN ODONTOLOGÍA.

El principio de la fotopolimerización, consiste en la activación mediante energía lumínica, de los compuestos químicos fotoiniciadores existentes en la fórmula de un material, los cuales desencadenarán la reacción química de transformación del producto inicial al producto final deseado.

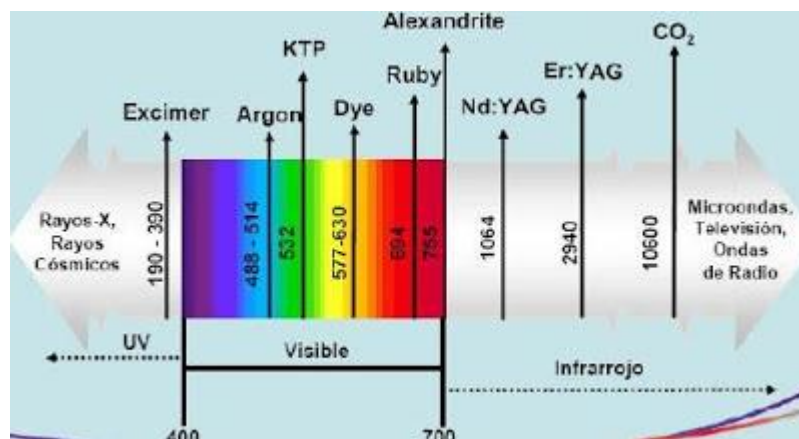
La incorporación en la fórmula de los materiales odontológicos de catalizadores fotosensibles o iniciadores de la polimerización, dio paso a toda una nueva generación de materiales y consecuentemente a mejoras en las técnicas clínicas. Por lo tanto, todos los materiales odontológicos fotopolimerizables como composites, selladores, adhesivos o cementos son sensibles a una determinada longitud de onda de una fuente de luz, la cual iniciará en el interior de su masa la reacción de polimerización.¹⁸

2.1. ESPECTRO DE LUZ VISIBLE.

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

Su rango está entre los 400 y 700 nm aproximadamente, con las radiaciones que se perciben como violetas en el límite inferior y las rojas en el superior.

(Fig.1.)



Espectro Electromagnético

Tomado de Cabanes Gumbau G. (2003). Quintessence

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

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

Las radiaciones de muy larga longitud de onda, como las infrarrojas y aun las rojas, son absorbidas significativamente por el agua y las sustancias que la contienen como los tejidos vitales, produciendo una elevación de la temperatura que puede no ser compatible con la salud de los tejidos.¹⁹

2.2. FACTORES QUE INFLUYEN EN LA FOTOPOLIMERIZACIÓN.

La profundidad de polimerización está afectada por varios factores, incluyendo la intensidad de luz, tiempo de exposición y distancia de la punta de la guía de luz al material, entre otros. Estos factores se pueden clasificar de la siguiente forma:

2.2.1. INHERENTES A LA TÉCNICA.

- **Tiempo de fotoactivación:** si el tiempo es reducido no se genera suficiente polimerización aun cuando la potencia sea elevada. En la práctica los diferentes sistemas combinan tiempo e intensidades.
- **Distancia luz material:** debe ser mínima, pero evitando el contacto material punta. Como la potencia de salida es la misma, al alejar la luz emergente del material se incrementa la superficie irradiada, ello disminuye la potencia por unidad de superficie y por consiguiente la calidad de polimerización obtenida.
- **Potencia o intensidad de luz:** se mide en mW/cm², se necesita una unidad de polimerización que permita obtener suficiente potencia por unidad de superficie, para generar la cantidad de trabajo de polimerización suficiente para que el material alcance sus propiedades finales convenientemente en un lapso razonable, y en una situación

clínica determinada. El fotoiniciador utilizado en la mayoría de las resinas se activa con una longitud de onda de 400 a 515 nanómetros, siendo la cifra de 470 nanómetros el pico de absorción del iniciador más comúnmente utilizado. La luz de fotocurado debe tener suficiente energía para ser efectiva, en un rango de 400 a 515 para activar con efectividad el incremento de resina que será irradiado. La luz también debe ser capaz de generar suficiente densidad de energía o intensidad. Las investigaciones han mostrado que una intensidad de luz de 300mW/cm² puede polimerizar la mayoría de los matices de resinas. El curado óptimo de la parte profunda de una resina no puede lograrse con una intensidad de 200 mW/cm² y sólo se obtendría después de 120 seg con una radiación de 300 mW/cm². Por lo tanto, unidades de luz con intensidades entre 0 y 299 mW/cm², no deben ser utilizadas en la clínica, debido a sus características inadecuadas de curado.

2.2.2. *DEPENDIENTES DEL MATERIAL.*

- **Composición:** la concentración del inhibidor, la cantidad de acelerador activado por luz, la composición y forma del relleno, así como los índices refractarios del relleno, van a influir en la polimerización. Cuando mayor carga de relleno inorgánico tiene un composite, más fácilmente se polimeriza, ya que muchos de éstos son vidrios que ayudan a transmitir la luz a través del material.
- **Color de la resina:** los tonos más oscuros de composite requieren mayor tiempo de polimerización y experimentan un fraguado menos profundo que los tonos más claros, esto se debe a que los pigmentos absorben la luz.
- **Espesor del material:** se estima que no debe sobrepasar de 2mm por capa de material a polimerizar. A medida que la luz penetra en la masa

de material, ésta es absorbida y pierde la capacidad de polimerizar las zonas más profundas.²⁰

2.2.3. *DEPENDIENTES DE LA UNIDAD DE LUZ.*

- **Extremo o guía de luz:** debe evitarse la acumulación de restos de material en el extremo de la guía de luz, ya que esto disminuye de manera importante la intensidad de polimerización, por lo que es recomendable limpiarla para evitar este problema.
- **Filtros:** todas las unidades deben tener filtros para el rango del color azul y que absorban toda otra longitud de onda no deseada.
- **Otros factores:** son el envejecimiento de las bombillas, los filtros dañados por el calor, el manejo inapropiado de las guías de luz, es decir dependientes de la manipulación y conservación del material.²¹

Hoy en día como profesionales tenemos a la mano múltiples opciones tecnológicas a la hora de elegir una fuente lumínica adecuada, que cumpla con los requisitos de: poder modificar la intensidad lumínica en función del material a utilizar, reducir el tiempo de exposición sin alterar la fase de conversión de monómero a polímero y optimizar la cantidad de energía para poder disponer de las condiciones idóneas para cualquier tipo de material.

El desarrollo tecnológico de las lámparas de fotopolimerización se centra en buscar una fuente lumínica que en virtud de su máxima potencia y espectro luminoso adecuado pueda estimular en el menor tiempo posible,

el mayor número de moléculas fotoactivadoras presentes en el compuesto ha fotopolimerizar.

2.3. LÁMPARAS DE POLIMERIZACIÓN

2.3.1. ELEMENTOS Y CARACTERÍSTICAS

A. Elementos principales:

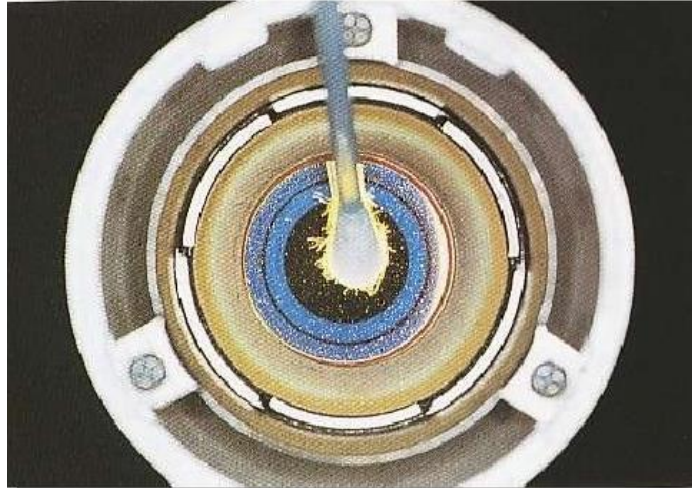
- Bombilla, bulbo o lámpara propiamente dicha: Consta de un bulbo halógeno y un reflector. Hay de distintas potencias de acuerdo con las características de los diferentes equipos (50, 75, 100, 150 W). Algunas unidades utilizan bombillas propias, que por lo general son más pequeñas y de mayor potencia que las convencionales.

Las lámparas utilizan bombillas halógenas de tungsteno como fuente de la energía de polimerización. Una lámpara halógena de cuarzo puede proporcionar una intensidad de luz constante durante un tiempo prolongado, o lo que es lo mismo, mantener una vida eficaz. Sin embargo, la intensidad de salida puede disminuir gradualmente a partir de un cierto tiempo, y variar incluso desde su origen siendo de la misma marca. Si la fuente de intensidad disminuye hasta 233 mW/cm^2 , se recomienda cambiar de bombilla. Ésta debe revisarse en el momento en que se advierta una caída en la intensidad.



<https://es.aliexpress.com/w/wholesale-dentsply-curing-light.html>

- **Filtros:** Todas las lámparas deben tener filtros para el rango del color azul (absorción de todas las longitudes de onda del espectro, excepto la correspondiente a la del azul) y que absorban toda otra longitud de onda no deseada. La mayoría de las lámparas llevan un filtro que selecciona la longitud de onda apropiada. Por lo general están situados entre la bombilla y la guía de luz para limitar la radiación de salida.



<https://vkimport.com/difusion-de-conocimientos/principios-de-la-fotopolimerizacion/>

- **Sistema de conducción de la luz (Guía de luz- terminal):** La energía de radiación de las lámparas es transmitida al punto de aplicación de la cavidad oral a través de una guía de luz, que puede ser flexible (manguera) o rígida (varilla). En general, las guías están disponibles en tres variedades:
 - Cable de fibra óptica flexible y una varilla en la pieza de mano.
 - Una única conexión de la varilla y pistola o pieza de mano.
 - Líquido en un tubo flexible y una varilla en la pieza de mano.

Las unidades más antiguas usan fibras flexibles, las cuales acaban rompiéndose con el tiempo, perdiéndose la posibilidad de conducir luz y así de disponer de potencia para la polimerización.

En la selección de una fuente de luz para la polimerización del material, el área de la punta o extremo de la guía, es decir, el área de la boquilla o terminal es importante. Los fabricantes han puesto en el mercado una gran variedad de diámetros de los terminales, permitiendo al operador flexibilidad durante diferentes situaciones donde la luz es requerida.

Muchas unidades de polimerización ofrecen en estos momentos una amplia variedad de terminales, con diferentes diámetros y angulaciones. Normalmente las boquillas o guías de luz disponibles son:

- 2 mm de diámetro, curvada: Para la polimerización de capas en posteriores.
- 3 mm de diámetro: Para la polimerización de capas posteriores.
- 3 mm de diámetro: Transiluminadora.
- 6 mm de diámetro: Para la polimerización de restauraciones anteriores y posteriores.
- 8 mm de diámetro: Boquilla estándar.
- Punta Turbo + aceleradora: Para polimerizar restauraciones profundas u opacas y para cementar restauraciones indirectas (facetas, incrustaciones, coronas).
- 11 mm de diámetro: Para la polimerización en general.
- 13 mm de diámetro, recta: Para la cementación de facetas y brackets de ortodoncia.

Tres tipos de terminales serían suficientes para la mayoría de los procedimientos: Uno de 2-3 mm, útil para restauraciones indirectas tales como facetas, incrustaciones (inlays, onlays) y coronas. Uno de 8 mm para las restauraciones de rutina en anteriores y premolares. Finalmente, uno de 13 mm curvado, necesario para facetas, selladores de fisuras y grandes

restauraciones posteriores. Sin embargo, algunos terminales anchos no transmiten completamente la potencia o intensidad de la luz. La norma general es la siguiente: Si el diámetro de la varilla o guía de luz es mayor que el de la apertura de la pistola, entonces el terminal probablemente no transmita la potencia máxima. Por ejemplo, si el diámetro del extremo de la varilla que se inserta en la pistola es 8 mm, pero el diámetro del extremo que emite luz sobre el diente es 13 mm, entonces la potencia de la luz a través del terminal de 13 mm será menor que si se hubiera usado el de 8 mm.

Por tanto, las guías de luz de mayor diámetro en su punta, pueden utilizarse solamente con lámparas de alta potencia para que la polimerización esté garantizada tanto en el ancho como en la profundidad del material irradiado.

B. Elementos secundarios

- **Accesibilidad de control:** Localización de los controles para su fácil manejo.
- **Puesta en funcionamiento:** Suele encontrarse un interruptor o botón de control en la pieza de mano. Accionándolo pondremos en marcha la salida de la luz por el terminal óptico.
- **Temporizador y señales acústicas:** El temporizador controla los intervalos de tiempo de radiación luminosa. Las señales acústicas nos indicarán la puesta en marcha, el intervalo de tiempo de trabajo y el apagado.

Un temporizador o regulador de tiempo, pues, brinda la posibilidad de controlar el tiempo de exposición para adecuarlo a lo requerido para cada situación y/o material. En general se prefieren aquellas lámparas que emiten una señal audible para cada período seleccionado.

Algunas unidades tienen tiempos programados de 10, 20, 30, 40 segundos y encendido con emisión continua.

- **Cordón de transmisión de la luz:** Va a transmitir la energía desde la base de la lámpara hasta la pieza de mano. Es importante su longitud, así como su

ausencia en las lámparas sin cable, que llevarán una batería para su funcionamiento.

- **Sistema de refrigeración:** Debe disipar el calor emitido por la bombilla, para protegerla y prevenir el sobrecalentamiento de la caja, con el menor ruido posible. Por tanto, es necesario un ventilador, preferentemente ubicado cercano al bulbo generador de luz.

- **Radiómetro incorporado:** Es un elemento útil, ya que de manera rápida y sencilla permite una evaluación continua de la potencia de salida del haz lumínico. Pueden ser:

- a) Cuantitativos, marcan el valor numérico de la potencia alcanzada.

- b) Cualitativos, indican la normalidad de la potencia del haz emitido por medio de una pequeña luz (LED) que se ilumina, o bien al alcanzar cierto color de una escala cromática.

- **Regulador de voltaje:** Influye generalmente sobre la intensidad de la mayoría de las lámparas halógenas. Es difícil mantener constante el voltaje, ya que es ligeramente menor cuanto mayor es la distancia al transformador más cercano.

- **Pantalla de protección ocular:** Algunas lámparas vienen con diferentes tipos de pantallas protectoras que se adaptan o ajustan a la guía de luz o varilla. Pretenden proteger los ojos del operador del haz de luz. Sin embargo la mayoría de ellas son muy voluminosas y difíciles de cambiar de un terminal a otro. Además, pueden dificultar la correcta ubicación del terminal sobre los segundos molares y no protegen cuando hay que polimerizar las superficies linguales de los dientes anteriores. Por ello, es recomendable el uso de pantallas protectoras manuales.

Las características de las lámparas fotopolimerizadoras de resina consideradas esenciales son:

- Gran intensidad o potencia de salida: Para polimerizar de manera adecuada el cemento de resina a través de restauraciones indirectas (facetas, incrustaciones, coronas) se aconseja utilizar una intensidad ≥ 400 mW/cm².
- Terminal o punta activa ancha: Para conseguir una superficie de polimerización amplia. Actualmente la tendencia es usar puntas de más de 10 mm, vendidas como lo normal en una lámpara nueva. Las puntas menores de 10 mm tienen aplicaciones limitadas.
- Radiómetro incorporado: Para comprobar la intensidad lumínica antes de cada uso. La introducción de lámparas de alta intensidad para la polimerización de resinas ha originado la necesidad de un nuevo y más amplio radiómetro. Los radiómetros utilizados hasta ahora con las lámparas halógenas no miden la intensidad hasta >2000 mW/cm², muy común en las nuevas lámparas. Actualmente, Spring Light Meter 3K es el único radiómetro dental manual capaz de medir la intensidad de todas las lámparas actuales, ya que posee una pantalla con dos escalas para medir la energía de lámparas de alta y baja intensidad, incluyendo halógenas (0-1000 mW/cm²) y lámparas de arco de plasma y láser (0-3000mW/cm²). Resulta, pues, necesario para aquellos clínicos que tengan lámparas de láser o de arco de plasma sin radiómetros incorporados. A menudo incluso resulta más rápido de usar que los radiómetros incorporados en algunas lámparas polimerizadoras.
- Encendido continuo: Sin necesidad de apagar para enfriar, que permita un tiempo de polimerización indefinido. Las lámparas que se calientan y apagan son inaceptables, porque los procedimientos restauradores pueden requerir hasta 12 min seguidos de polimerización, como ocurre con las facetas.

- Cronómetro: Ofreciendo varias elecciones a través de un amplio campo.
- Características convenientes de uso: Tamaño pequeño, ligera y mango que se pueda fijar para facilitar su transporte.
- Costo razonable.²²

2.4. CLASIFICACIÓN DE LAS FUENTES LUMÍNICAS.

Desde mediados de los ochenta y hasta mitad de los noventa, la principal fuente de luz utilizada ha sido la lámpara halógena, la cual ha sufrido pocas modificaciones durante ese período, ya que los esfuerzos científicos se centraron en mejorar la polimerización mediante el desarrollo y evolución de la composición química de los materiales fotocurables. La industria actualmente ha incrementado sus esfuerzos para el desarrollo y la aplicación en odontología de nuevas fuentes de luz cada vez más rápidas y eficaces.

Así se pueden clasificar de diferentes formas o considerando diferentes modos, según la rapidez con que son capaces de fotopolimerizar adecuadamente un material en:

- Lámparas de velocidad de fotopolimerización convencional: Grupo constituido por las lámparas halógenas convencionales y las lámparas de diodos (20-40 seg. Por capa de 2 mm de composite).
- Lámparas de velocidad de fotopolimerización rápida: en este grupo se incluyen la lámpara de plasma (3-6 seg. por capa de 2 mm. de composite), la lámpara láser (7-14 seg. por capa de 2 mm. de

composite), y la lámpara halógena de alta intensidad (5-10 seg. por capa de 2 mm de composite).

Las lámparas de fotoactivación existentes en el mercado también pueden ser clasificadas en función del tipo de fuente lumínica que posean en cuatro grupos:

2.4.1. LÁMPARAS HALÓGENAS.

Son lámparas donde su luz es emitida por un filamento de wolframio puesto en incandescencia por el paso de la corriente. En el interior de su ampolla de vidrio existe una atmósfera de gas halógeno, cuya función es evitar que el filamento incandescente se quemara. Generan una luz blanca intensa que debe ser filtrada mediante la interposición de un filtro óptico que permita la obtención de una luz azul, con un rango de longitud de onda eficiente para la activación de todos los fotoiniciadores presentes en diversos materiales dentales como las canforquinonas, lucerina, fenilpropanodiona, etc.

El espectro de emisión de estas lámparas es de 360- 500 nm., con un pico energético en los 460 nm.

Estas lámparas presentan como principal ventaja el hecho de ser la tecnología lumínica clásica, por lo tanto, existe mayor experiencia en cuanto a modo de empleo y seguridad clínica. También constituyen la opción más económica.

Sus inconvenientes derivan de la pérdida progresiva de eficiencia lumínica producto del envejecimiento de la bombilla y el filtro óptico, así como el amplio rango de longitud de onda que implica la existencia de una importante cantidad de energía lumínica fuera del espectro útil, la cual es desperdiciada y transformada en incremento de calor.

Según su potencia lumínica pueden subdividirse en dos tipos:

- ***Halógenas convencionales:*** se mantiene como “lámpara tipo”, pues los fabricantes de composites los han diseñado en función de estas

lámparas que eran el estándar en su momento. Presentan una intensidad de potencia (potencia lumínica por unidad de superficie) de 350- 700mW/cm². Ejemplos de lámparas halógenas convencionales: Spectrun® 201RE- Dentsplay, Astralis®7, Astralis®5- - Ivoclar Vivadent, Optilux®308- Demetro Kerr, Spectrun®800- Dentsplay/Caulk.

- **Halógenas de alta intensidad de potencia:** con una intensidad de potencia mayor entre 700 y 1700 mW/cm², esta se consigue mediante el uso de bombillas más potentes o puntas “turbo” capaces de recoger una mayor cantidad de luz procedente de la bombilla para enfocarla en un área más pequeña (incremento de hasta un 49% de intensidad frente a una guía de luz estándar). Ejemplo de lámparas halógenas de alta intensidad: Bluelight®-Pro-Mectron, **Optilux501®-Demetron/Kerr**, Hilux250TA®-First Medica, Hilux601®-First Medica, Kreativ Kuring Light® I y II - Welch Allyn, Virtuoso®Phase II-DentMat, Elipar®, HighLigh® y Trilight®-Espe, VIP®-Bisco, Spectrum800®-Dentsply/Caulk, Astralis®10- Ivoclar Vivadent.²³

2.4.2. LÁMPARAS DE ARCO DE PLASMA.

Son lámparas que emiten luz mediante una descarga eléctrica en forma de arco voltaico entre dos electrodos de tungsteno separados a una determinada distancia. En el interior de la lámpara existe gas xenón a elevada presión que evita la evaporación de los electrodos.

La luz generada con este tipo de lámpara es de elevada intensidad de potencia 1400-2700 mW/cm², es de color blanco, por lo que requiere de la interposición de un filtro óptico para la obtención de la longitud de onda deseada.

Sin embargo, el espectro luminoso de estas lámparas, al contrario de lo que sucede con las halógenas, carece prácticamente de rayos infrarrojos, por lo que teóricamente se trata de un tipo de luz con menor poder calórico, por lo tanto con menor riesgo de provocar sobrecalentamiento pulpar durante la fotopolimerización.

El filtrado óptico de estas lámparas logra un estrecho espectro de emisión mucho más aproximado al de las canforoquinonas, presentando un pico de longitud de onda de elevada intensidad, de 460-480nm, esto conlleva el inconveniente de que estas lámparas no podrían fotopolimerizar de manera adecuada algunos materiales, que posean otro tipo de fotoactivador.

Ejemplo de lámparas de arco de plasma: Apollo95E®- MD, Arc Light I y II M-Air® Technique, PowerPac®-ADT, Wavelight®-Schein, Rembrandt Sapphire®-DentMat.

2.4.3. LÁMPARAS LÁSER

De todos los sistemas láser con aplicación terapéutico-quirúrgica en odontología, solo existen dos tipos que, a su vez, pueden ser usados como fotoactivadores de materiales odontológicos fotopolimerizables.

- **Láser de argón:** Es un láser con un medio activo de tipo gaseoso (gas argón), emite una luz de 488nm o luz verde de 488-514nm y una intensidad de potencia entre 750-1300 mW/cm². No requiere filtro óptico, ya que su longitud de onda se aproxima bastante a la de las canforoquinonas. Posee una importante capacidad de penetración y genera poco sobrecalentamiento pulpar. Sin embargo como presentan por lo general un espectro de longitud de onda, de una sola y determinada medida de 476nm puede existir un número considerable de materiales fotopolimerizables no compatibles con este sistema, lo que unido a su elevado precio, explica su escasa difusión.

Ejemplo de lámparas de láser de argón: Accucure Elite®- LaserMed, Britesmile®-ILT, Arago®- Premier Laser Systems.

- **Láser de Diodos:** Es un láser con medio activo de tipo sólido (diodo semiconductor de arseniuro de galio y aluminio). Constituye una de las formas más recientes de producción de láser en medicina. Emite una luz roja con longitud de onda entre 830-904nm (espectro infrarrojo). Sus principales aplicaciones en odontología son las terapéuticas quirúrgicas y el blanqueamiento dental, pero con geles específicos. Según su fabricante, en el blanqueamiento dental aporta las ventajas de ser una fuente de fotoactivación exenta de radiación ultravioleta, que no provocará sobrecalentamiento pulpar, con resultados eficaces en una sola sesión de 20-60min⁵⁴.
Ejemplo de lámpara de láser de diodos: Opus5®-Opus Dent²⁴.

2.4.4. LÁMPARA DE EMISIÓN DE DIODOS (LED)

Constituyen la tecnología más reciente. Utilizan como fuente de iluminación los LED (diodos emisores de luz), su tecnología está basada en la utilización de determinados materiales semiconductores, que posee la propiedad de polarizarse al ser atravesados por una corriente eléctrica, emitiendo energía óptica en forma de luz visible.

El color de la luz emitida dependerá del tipo de semiconductor utilizado en la fabricación del LED. En estas lámparas se utilizan varios LED de forma simultánea (7 a 21 diodos) de semiconductor SiC o InGaN, ordenados en círculos concéntricos que emiten una luz azul de 450-480nm, con un pico en los 470nm y una potencia lumínica de 400 mW/cm.

Estas lámparas tienen algunas ventajas, como son:

- Su pequeño tamaño y por lo tanto son ergonómicas debido al reducido diámetro de la fuente luminosa.
- Son silenciosas, ya que no requiere refrigeración mediante ventilador y poseen bajo consumo eléctrico.
- Utilizan bombillas de larga duración y no presentan pérdida de intensidad luminosa por envejecimiento.

- Emiten luz azul con una longitud de onda adecuada para la fotoactivación sin necesidad de interposición de filtro óptico.

El principal inconveniente de estas lámparas, es que no permiten tiempos cortos de fotopolimerización debido a su baja densidad de potencia lumínica, por lo que deben ser utilizadas con el mismo protocolo que una lámpara halógena convencional.

Ejemplo de lámparas de emisión de diodos: Elipar FreeLiht-3MEspe, e-Light-GC, Cool Blu 2® - Dental Systems, The Cure® - Spring Health, Ultra- Lume LED 2® - Ultradent.

2.5. MÉTODOS Y PROTOCOLOS DE FOTOPOLIMERIZACIÓN

La obtención de la máxima polimerización de los materiales dentales fotopolimerizables es importante, así como la emisión de la luz y su relación con los fotoiniciadores; pero también, la obtención de esta máxima polimerización puede generar problemas como:

- El inadecuado control de la contracción por la polimerización.
- Variaciones en la profundidad de curado que pueden afectar al material restaurador y su relación con el diente restaurado.

El protocolo convencional que ha permanecido por muchos años con el uso de las lámparas de curado tradicionales de halógeno, ha buscado ser modificado con la utilización de fuentes de luz más potentes o con la alteración de la composición de los materiales, en la búsqueda principal de poder colocar restauraciones de una forma más rápida.

Los protocolos iniciales estaban basados en la aplicación de una fuente de luz con una longitud de onda de 400-500 nm y una intensidad entre 300 - 500 mW/cm² con ligeras variables en la intensidad, que podían llegar a

alrededor de 350 mW/cm² y por un tiempo de 40 segundos. A este proceso, se le ha denominado fotoactivación continua.

En los sistemas más actuales con los que se ha intentado una polimerización más rápida, esta fotoactivación continua a una intensidad de luz alta, puede generar resultados indeseables tanto en el material restaurador como en su interfase con la estructura del diente.

Es muy recomendable y altamente deseable, utilizar inicialmente la fotopolimerización con una intensidad reducida, que va a retardar la polimerización permitiendo una fase de pre-gel más prolongada con la consecuente formación de cadenas más largas de los polímeros.

Desde el desarrollo de los primeros protocolos de curado utilizando las lámparas de luz visible, se podían utilizar 2 técnicas que eran comúnmente utilizadas para fotopolimerizar materiales dentales:

A. FORMA CONTINUA

- Forma continua uniforme de fotopolimerización, es la aplicación de la luz a una intensidad constante sobre la resina, por un periodo específico de tiempo.

Se entiende, que una reducción en la intensidad puede ser deseable para alargar la fase pre-gel, pero también puede propiciar una reducción en la polimerización final.²⁵

La reducción en la intensidad se recomienda en la activación de comienzo lento (soft-start) que se refiere al comienzo de la polimerización con una baja intensidad y un aumento posterior de la intensidad para obtener una fase post-gel con menor

contracción en la resina, obteniendo un material con buenas propiedades físicas.

La reducción inicial de la intensidad ha generado el término de fotoactivación de dos pasos, una conocida como “progresiva” (ramp) y la otra que es conocida “como pulsado o por pasos” (step). Este tipo de polimerización no se puede conseguir o efectuar con todas las lámparas, solo con ciertas lámparas de halógeno y algunas de LED.

- En la técnica de curado por pasos, la resina es expuesta a una luz de baja energía y se va aumentando por pasos a una mayor energía, cada paso por un tiempo específico. El propósito principal de esta técnica, es reducir el stress producto de las fuerzas de la contracción a la polimerización, al inducir a la resina compuesta a fluir durante la fase de pre-gel y reduciendo la total contracción a la polimerización especialmente en la zona de los márgenes de la restauración.

Las lámparas de laser o de plasma arco, no pueden desarrollar esta técnica de fotoactivación, porque trabajan al generar cantidades grandes de energía por periodos cortos de tiempo.

La fotopolimerización por dos pasos, requiere de una activación en dos fases. La primera fase de activación, se lleva a cabo en una exposición de luz de baja intensidad (150-200 mW/cm²) por no más de 10 segundos, aunque algunas lámparas pre programadas llegan a generar emisiones hasta de 200-300 mW/cm². La segunda emisión, se efectúa inmediatamente después de la primera exposición, pero a una intensidad mayor (500-800 mW/cm²) por los restantes 30 segundos. Se ha recomendado también que la primera exposición sea de 20 segundos y que la segunda exceda el ciclo total de 60 segundos.

- La fotoactivación progresiva o rampante, se puede considerar similar a la de dos pasos, o una variación. Esta fotopolimerización, se caracteriza por ser continua, pero iniciando a una baja intensidad y esta intensidad aumenta progresivamente en tiempos determinados, hasta llegar a una intensidad máxima en un tiempo de polimerización seleccionado.

En el curado rampante, la luz se aplica inicialmente a una baja intensidad y se aumenta gradualmente hasta alcanzar una alta intensidad en un determinado tiempo. Este proceso permite el curado despacio de la resina reduciendo el stress inicial y la formación de cadenas de polímeros más largas que resulta en una resina más estable. La idea es, que la resina pase por una serie de diferentes intensidades, lo que optimiza la polimerización.

Este tipo de curado se puede obtener en las lámparas de alta intensidad iniciando la polimerización a una distancia de 5 mm por los primeros 10 segundos e ir acercando el haz de luz paulatinamente hasta efectuar el último ciclo de curado de 20 segundos a un milímetro de la resina.

Este tipo de protocolo de fotopolimerización, puede venir preseleccionado en algunos sistemas de luz halógena o en algunos sistemas LED, pero puede efectuarse realizando la activación a una sola intensidad (300-800 mW/ cm²) pero iniciándola a una cierta distancia (5 mm.) de la resina e ir acercando paulatinamente la luz a la resina hasta estar a 1 mm. Con los sistemas de las lámparas pre programadas, se puede obtener un mayor control y por lo tanto hay más precisión.

Algunas de las lámparas que presentan este programa, suelen comenzar con una emisión de partida de 150 mW/cm² y va incrementando paulatinamente hasta una emisión de 600-800 mW/cm², esto, en un tiempo de 40 segundos.

B. FORMA DISCONTINUA

Se le denomina también técnica de curado suave. En esta técnica, se utiliza luz a muy baja intensidad para iniciar una polimerización lenta que le permite a la resina fluir hacia la estructura del diente. La polimerización se completa, con un siguiente ciclo de curado con una intensidad mucho mayor para completar la polimerización óptima.

- En el curado de pulsado-retardado, una exposición de luz muy corta (pulsado simple) a baja intensidad, se aplica sobre la resina y se hace una pausa de aproximadamente 10 segundos o más y posteriormente, se aplica una nueva emisión de luz (segundo pulsado) a mayor intensidad y de mucho mayor tiempo a completar el ciclo completo de 40 o 60 segundos.
- Polimerización con paso incremental interrumpido. Otra forma similar de fotoactivación, pero que depende no solo de la intensidad y del tiempo de exposición, sino que también debe funcionar basada en la utilización de técnica por incrementos, es la de pulsado diferido.

Este protocolo, utiliza los primeros dos incrementos de aproximadamente 2 mm. Fotopolimerizados a 600 mW/cm² por 10 segundos cada uno. Cada incremento restante, se

polimeriza a la misma intensidad por más de 20 segundos y el último incremento que puede ser menor a 2 mm. Se polimeriza a 200 mW/cm² y solo por 3 o 5 segundos dependiendo del grosor y se procede a efectuar el ajuste y modelado; y una vez terminado, se procede a aplicar luz a una intensidad mayor a 600 mW/cm² proveniente de distintas direcciones a totalizar en este último ciclo entre 40 a 60 segundos.

Con el seguimiento de este tipo de protocolo, se asegura una buena polimerización a toda la restauración de resina, sabiendo que todos los incrementos están bien curados, pero además, que los más profundos se han beneficiado de extender la fase de pre-gel.

La activación con la técnica por un pulsado de energía alta, utiliza la aplicación extrema (1000-2800 mW/cm²) en un corto tiempo (10 segundos). Una energía aplicada sobre una resina en un periodo corto de tiempo, tratando de generar una polimerización más rápida, provoca que los monómeros de dimetacrilato se unan entre sí, resultando en polímeros con cadenas cortas, un material frágil y una restauración con mayor contracción y márgenes abiertos.

Por lo tanto, en el fotopolimerizado de las resinas compuestas, no siempre lo más rápido es lo mejor.²⁶

CAPITULO III

DISCUSION

Cuando los cementos resinosos son fotopolimerizables, parte de la luz es absorbida por el material restaurador indirecto, reduciendo su dureza final, pues la activación química por sí sola no provee la suficiente dureza que estos materiales requieren. Estos cementos deben ser considerados materiales de fotocurado, por lo que mayores tiempos de exposición deben ser considerados para compensar el bloqueo de luz resultado del grosor y opacidad de las restauraciones indirectas.

Una intensidad de luz de 300 mW/cm² promueve suficiente energía para que los monómeros se conviertan en polímeros, siendo verdadero cuando la luz está en contacto directo con el material, sin embargo, este no es el caso de los cementos de resina, donde el bloqueo de la luz reduce la cantidad de radicales de Canforoquinona excitados, dando como resultado una alta cantidad de radicales libres.

Diversos autores recomiendan que los incrementos del material no deben ser mayores de 1 mm, y que los incrementos de 2 mm solo pueden ser utilizados cuando contamos con unidades de fotoactivación de alta potencia junto a tiempos más largos de exposición.

Una inadecuada polimerización está asociada a propiedades mecánicas pobres, aumento de la sensibilidad dental, respuesta adversa de la pulpar y fallas en la retención de la restauración indirecta, todo esto causado por los monómeros residuales.²⁷

Rossany Orozco Barreto en su estudio; nos señala que con el aumento de espesor de las restauraciones, la intensidad de la luz disminuye exponencialmente,

resultando en una disminución en la contracción de polimerización. Este resultado fue consistente con estudios previos en los que intensidades de luz deficientes resultó en la polimerización incompleta y deterioro de las propiedades mecánica. Por lo tanto, la polimerización parcial puede conducir a consecuencias clínicas adversas tales como la microfiltración, sensibilidad postoperatoria, decoloración, caries secundaria, etc²⁸.

Una adecuada polimerización de los cementos de resina duales es difícil de lograr por medios químicos. Por lo tanto, un tiempo de exposición más largo a la luz puede ser necesaria en las zonas donde la intensidad de la luz se vea comprometida, como son las superficies proximales de incrustaciones.²⁹

Los cementos a base de resina dual para la cementación de las restauraciones estéticas indirectas generan esfuerzos como resultado del encogimiento de polimerización, los cuales producen la mayor cantidad de los problemas en la interfase diente-restauración.

Uno de los factores que intervienen en el desarrollo del encogimiento por polimerización es el grosor de las restauraciones, ya que esta característica determina la absorción de luz en la capa de cemento de resina.

Tania Baena Monroy, en su investigación, eligió espesores de cerámica de 1, 1.5 y 2 mm empleados en algunas situaciones clínicas de restauraciones con material cerámico, tomo en cuenta que existen ciertas situaciones clínicas en donde la cerámica debe restaurar una mayor superficie dentaria y puede presentar un mayor grosor, como ocurre en dientes vestibularizados, lingualizados o girovertidos.

Con respecto al grosor de las restauraciones de cerámica, algunos autores afirman que para conseguir mejores propiedades físicas en un cemento de resina es preferible el manejo de espesores cerámicos de hasta 2 mm, que permiten la absorción adecuada de la luz por el cemento.

Baena Monroy registró el comportamiento de los diferentes cementos a base de resina dual, observándose una disminución del fenómeno de encogimiento por polimerización en todos los grupos al incrementar el grosor del disco de cerámica. Esta disminución fue estadísticamente significativa y aunque no existen estudios donde se evalúe el porcentaje de encogimiento de los cementos a base de resina dual al incrementar el grosor de la cerámica, algunos investigadores mencionan que al incrementar el grosor de una restauración de cerámica, se produce una reducción en la dureza del cemento de resina, lo que coincide con estudios realizados por Jung (2006), donde señala que un aumento en el grosor de los discos de cerámica tiene un efecto negativo en la profundidad de curado y las propiedades físicas y mecánicas de los cementos de resina.³⁰

Braga (2005) menciona que también existen factores relacionados con la composición del cemento como son: la cantidad de matriz orgánica e inorgánica y el tamaño de las partículas, los cuales tienen influencia en el encogimiento por polimerización. Del mismo modo, es importante tomar en cuenta el tamaño de la partícula de relleno. Las partículas pequeñas de relleno le proporcionan al cemento la viscosidad que permite que éste fluya durante el inicio de la polimerización, lo cual permite liberar los esfuerzos de contracción, reduciendo así el encogimiento por polimerización.³¹

El adecuado curado de las resinas compuestas es fundamental para su buen desempeño clínico. El fotoiniciador utilizado en la mayoría de las resinas se activa con una longitud de onda de 400 a 515 nanómetros, siendo la cifra de 470 nanómetros el pico de absorción del iniciador comúnmente utilizado. La luz de fotocurado debe tener suficiente energía para ser efectiva, en un rango de 400 a 515 para activar con efectividad el incremento de resina que será irradiado. La luz también debe ser capaz de generar suficiente densidad de energía o intensidad, para curar a través del grosor del incremento.

Las investigaciones han mostrado que una intensidad de luz de 300mW/cm² puede polimerizar la mayoría de los matices de resinas compuestas si se utiliza el tiempo apropiado de curado. El curado óptimo de la parte profunda de una resina no puede lograrse con una intensidad de 200 mW/cm² y sólo se obtendría después de 120 seg con una radiación de 300 mW/cm². Por lo tanto, unidades de luz con intensidades entre 0 y 299 mW/cm², no deben ser utilizadas en la clínica, debido a sus características inadecuadas de curado, si se tiene en cuenta que el curado óptimo de la parte profunda de una resina puede lograrse con 30 segundos de irradiación a 500m W/cm² y 20 segundos de irradiación a 600mW/cm².³²

La efectividad del curado de los cementos resinosos es crítico, no sólo para asegurar las propiedades físicas óptimas sino para asegurar que no aparezcan problemas clínicos debido a la citotoxicidad de los materiales inadecuadamente polimerizados. Para la parte más profunda de la superficie, sólo el curado óptimo debe ser tolerado, ya que los tejidos pulpaes pueden afectarse debido a la filtración de los componentes no polimerizados.

Los problemas relacionados con la falta de intensidad en la salida de las lámparas de luz halógena, se unen a los citados por Jandt al, acerca de la degradación que sufren normalmente los bombillos (tiempo efectivo de vida de 40 a 100 horas), los reflectores y los filtros debido a las temperaturas altas que se producen durante los ciclos de curado. Por lo tanto son múltiples los factores que pueden afectar el grado de polimerización de las resinas compuestas.³³

Es importante saber de la unidad de salida luz de polimerización, la homogeneidad del haz, la radiación, y espectro de emisión. En general, las luces de polimerización de alta irradiación son convenientes para aumentar la polimerización de la resina. También es importante cumplir con el tiempo óptimo de la luz. Las investigaciones han demostrado que el tiempo adecuado de exposición a la luz, producen mayores valores de conversión de la resina. Sin embargo, aumentar el tiempo de exposición para compensar cualquier pérdida de

energía puede suministrar energía excesiva y generar calor, lo que puede ocasionar daños a los tejidos.

En situaciones donde la luz se atenúa, la polimerización química de los cemento de resina debería ser suficiente para compensar la limitada fotopolimerización y garantizar una máxima y adecuada polimerización.³⁴

En la actualidad existe mucha controversia sobre el uso de lámparas para la fotoactivación del composite. Hoy en día no sea ha experimentado grandes problemas siguiendo la técnica de 40 segundos por cada 2 mm de composite.

Los nuevos composites y sus fotoiniciadores han reducido los tiempos de exposición a 10 segundos a 600 mW/cm² manteniendo las propiedades físicas de los composites, sin aumentar la contracción de polimerización e incluso disminuyéndola.

Las lámparas de halógeno convencionales, en el mejor de los casos, se aproximan a 500 mW/cm² y no son constantes en el tiempo. Estos nuevos fotoiniciadores y sus mezclas con canforoquinona, incluidos como activadores en algunos composites, requieren una longitud de onda que sólo se consiguen con lámparas de halógeno. Una lámpara que aporte más intensidad y más rapidez no quiere decir que sea mejor que una menos intensa y más lenta. Además, en realidad, no ahorra mucho más tiempo puesto que la mayoría de los composites compatibles con estas luces requieren más de tres segundos de exposición. Algunos necesitan hasta 10 y 12 segundos por capa. Si una restauración de 6mm de espesor puede exigir unos 50-60 segundos con una lámpara de halógeno programable, con las de alta intensidad emplearemos un tiempo real de 35-45 segundos (10 segundos por capa más el tiempo de encendido y apagado, debido a que hasta el momento funcionan a intervalos de 3 o más segundos, dependiendo de la marca de la luz de plasma) y se apagan automáticamente.³⁵

CONCLUSIONES

1. El espesor de la restauración y la fuente de luz, presentan influencia en la polimerización de los cementos de doble polimerización, por lo que es posible recomendar la revisión de la potencia de la lámpara utilizada confirmando el rango de emisión de luz con radiómetro; este rango debe ser próximo al de la absorción del foto iniciador presente en el material utilizado.
2. Que el incremento del grosor de las restauraciones cerámicas tiene como consecuencia la reducción del encogimiento por polimerización de los cementos a base de resina dual. El mezclado manual de un cemento a base de resina dual origina poros en el interior del material que permite liberar el esfuerzo de contracción, dando como resultado la disminución del encogimiento por polimerización del cemento
3. Los modos y valores de fotopolimerización de los cementos resinosos no están especificados. Los cementos resinosos no, nos indican un protocolo de fotopolimerización, considerando que poseen partículas fotoactivas variadas, por lo cual no logramos una buena foto polimerización y esto nos puede llevar al fracaso.
4. La revisión nos indica que las unidades de fotocurado que poseen una intensidad de luz adecuada y una fibra óptica íntegra (mango y parte activa), serían las únicas unidades que pueden garantizar una adecuada polimerización.
5. El profesional debe verificar periódicamente la intensidad de salida de la luz de las unidades de fotocurado y deben conservar la integridad del mango de la fibra óptica y de mantener el extremo de la misma libre de contaminación para asegurar un correcto funcionamiento de estas unidades.

BIBLIOGRAFIA

1. CHAIN, M. *RESTAURACIONES ESTÉTICAS CON RESINAS COMPUESTAS EN DIENTES POSTERIORES*. ARTES MÉDICAS LTDA. 2011.
2. CUEVAS, C. *USO EN ODONTOLOGÍA DE RESINAS POLIMERIZADAS POR APERTURA DE ANILLOS*. ACTA ODONTOLÓGICA VENEZOLANA. 2011.
3. RODRÍGUEZ, G. *EVOLUCIÓN Y TENDENCIAS ACTUALES EN RESINAS COMPUESTAS*. ACTA ODONTOLÓGICA VENEZOLANA., 2010.
4. BOTINO M, FERREIRA QUINTAS A, MIYASHITA E, GIANNINI V. *ESTÉTICA EN REHABILITACIÓN ORAL METAL FREE*. SÃO PAULO. EDITORA ARTES MÉDICAS LTDA. 2001.
5. TOLEDANO M, OSORIO R, SÁNCHEZ F, OSORIO E. *ARTE Y CIENCIA DE LOS MATERIALES ODONTOLÓGICOS*. MADRID. EDICIONES AVANCES MEDICO – DENTALES, S.L. 2003.
6. CARVALO R, PEGORARO T, TAY F, PEGORARO L, SILVA N, PASHLEY D. *ADHESIVE PERMEABILITY AFFECTS COUPLING OF RESIN CEMENTS THAT UTILISE SELF – ETCHING PRIMERS TO DENTINE*. J OF DENT, 32: 55 – 65. 2004
7. GU X, KERN M. *MARGINAL DISCREPANCES AND LEAKAGE OF ALL CERAMIC – CROWNS: INFLUENCE OF LUTING AGENTS AND AGING CONDITION*. INT J PROSTHODONT: 16; 109 – 116, 2003.

8. DR. J.C. DE LA MACORRA GARCÍA, POLYMERIZATION CONTRACTION OF COMPOSITE RESIN RESTORATIVE MATERIALS, ODONTOLOGICA CONSERVADORA VOL. 2 NO 1.
9. HENOSTROZA H. GILBERTO EDITOR. *ADHESIÓN EN ODONTOLOGÍA RESTAURADORA*. 2DA ED. MADRID: EDITORIAL RIPANO; 2010.
10. CARRIERI T, DE FREITAS P, NAVARRO S, EDUARDO P, MORI M. ADHESION OF COMPOSITES LUTING CEMENT TO ER: YAG-LASER-TREATED DENTIN. *LASERS MED SCI*; 22:160-170, 2007.
11. GOMES., G. L. *CEMENTO RESINOSO: ¿TODO CEMENTO DUAL DEBE SER FOTO ACTIVADO?* ACTA ODONTOLÓGICA VENEZOLANA, 2007.
12. ANDREATTA O, ARAUJO M, BOTTINO M, NISHIOKA R, MENEZES M. *STUDY OF THERMOCYCLING EFFECT ON THE BOND STRENGTH BETWEEN AN ALOMINOUS CERAMIC AND RESIN CEMENT*. *J APPL ORAL SCI*. 13 (1): 53 – 7, 2005.
13. LINA VANESA ERAZO, F. E. *COMPARACIÓN DE LA MICRODUREZA SUPERFICIAL VICKER'S DEL CEMENTO AUTOADHESIVO-AUTOGRABADOR RELYX UNICEM Y EL CEMENTO DUAL RELYX UNICEM*. REVISTA COLOMBIANA DE INVESTIGACION EN ODONTOLOGÍA, 3 (1); (2010).
14. ANUSAVICE P. *CIENCIA DE LOS MATERIALES DENTALES*. MADRID: ELSEVIER. PAG. 21, 2004.
15. E. MARTÍNEZ CEBALLOS, R. VERA GRAZIANO, G. MARTÍNEZ-BARRERA. MEMORIAS DEL XXIII CONGRESO SOCIEDAD POLIMÉRICA DE MÉXICO, 11-14 DE OCTUBRE, TIJUANA, MÉXICO. 483; 2010.

16. ARANDA N Y COLS. *COMPARACIÓN DE LA PROFUNDIDAD DE FOTOPOLIMERIZACIÓN DE RESINAS FLUIDAS A TRAVÉS DE 4 PORCELANAS DE ALTA OPACIDAD*. REV. CLIN. PERIODONCIA IMPLANTOL. REHABILI.ORAL. VOL. 6 NO. 3: P. 123-26, 2013.
17. ALBERS, H. *ODONTOLOGÍA ESTÉTICA*. BARCELONA: LABOR SA.12° ED, 2012.
18. ARAUZO, C. *INTENSIDAD DE LA POTENCIA LUMÍNICA PRODUCIDA POR LAS LÁMPARAS HALÓGENAS DE FOTOPOLIMERIZACIÓN, USADOS EN CONSULTORIOS DENTALES PARTICULARES, DE CUATRO DISTRITOS REPRESENTATIVOS DEL DEPARTAMENTO DE LIMA EN EL AÑO 2009*. LIMA. 2010.
19. CABANES, G. *FUENTES LUMÍNICAS PARA LA FOTOACTIVACIÓN EN ODONTOLOGÍA*. QUINTESSENCE. 2010.
20. CALVO, N. *UNIDADES Y PROTOCOLOS DE FOTOCURADO*. BOLETIN CIENTÍFICO DE LA ACADEMIA COLOMBIANA DE OPERATORIA, 1 (2); 2010.
21. LÓPEZ, O. *EVALUACIÓN DE LA INTENSIDAD DE SALIDA DE LA LUZ DE LAS LÁMPARAS DE FOTOCURADO DE UNA CLÍNICA DENTAL*. REVISTA COLOMBIANA DE INVESTIGACION DE ODONTOLOGIA. 2010.
22. PIRES, J. *EFFECTOS DE LA DISTANCIA DE LA PUNTA DE FOTOPOLIMERIZACIÓN SOBRE LA INTENSIDAD DE LA LUZ Y LA MICRODUREZA DE LAS RESINAS COMPUESTAS*. ACTA ODONTOLOGICA VENEZOLANA. 2010.

23. PORTELA, A. *ESTUDIO DE PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACIÓN DE RESINAS COMPUESTAS UTILIZANDO DOS TIPOS DE LÁMPARAS DE FOTOPOLIMERIZACIÓN*. DENTSPLY ESPAÑA Y PORTUGAL, 2010.
24. ROVIRA, M. *LÁMPARAS DE FOTOPOLIMERIZACIÓN: ESTADO ACTUAL*. MARC ROVIRA. 2009.
25. CARO M. *ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE LA PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACIÓN DE RESINAS COMPUESTAS FLUIDAS POLIMERIZADAS POR LUZ L.E.D VERSUS LUZ HALÓGENA, ATRAVÉS DE RESINAS COMPUESTAS PREVIAMENTE ENDURECIDAS*. TRABAJO DE INVESTIGACIÓN REQUISITO PARA OPTAR A TÍTULO DE CIRUJANO DENTISTA. UNIVERSIDAD DE CHILE UNIVERSIDAD DE CHILE. 2012.
26. BORGES BC Y COLS. *CAN EXTENDED PHOTOACTIVATION TIME OF RESIN-BASED FISSURE SEALER MATERIALS IMPROVE ULTIMATE TENSILE STRENGTH AND DECREASE WATER SORPTION/SOLUBILITY*, *EUR J DENT*. 6(4): P. 402-7. 2012.
27. CARLOS CARRILLO SÁNCHEZ, *MÉTODOS DE ACTIVACIÓN DE LA FOTOPOLIMERIZACIÓN PARTE II*, MEXICO. REVISTA VOL. LXV, NO. 5 SEPTIEMBRE-OCTUBRE 2009.
28. ROSSANY OROZCO BARRETO, *LIGHT-POLYMERIZATION OF COMPOSITE RESINS THROUGH DIFFERENT THICKNESSES OF DENTAL TISSUE*, REVISTA ODONTOLÓGICA MEXICANA, VOL. 19, NÚM. 4 OCTUBRE-DICIEMBRE 2015.
29. RUEGGERBERG FA, CAUGHMAN WF, CURTIS JW, DAVIS HC. *FACTORS AFFECTING CURE AT DEPTHS WITHIN LIGHTACTIVATED RESIN COMPOSITES*. *AM J DENT* 1993; 6: 91-5.

30. IN BOG LEE, WOONG AN, JUHEA CHANG, CHUNG MOON UM
INFLUENCE OF CERAMIC THICKNESS AND CURING MODE ON THE
POLYMERIZATION SHRINKAGE KINETICS OF DUAL-CURED RESIN
CEMENTS DEPARTMENT OF CONSERVATIVE DENTISTRY AND
DENTAL RESEARCH INSTITUTE, SCHOOL OF DENTISTRY, SEOUL
NATIONAL UNIVERSITY, 28-2 110-749, SOUTH KOREA

31. TANIA BAENA MONROY, ENCOGIMIENTO POR POLIMERIZACIÓN DE
CEMENTOS DUALES A TRAVÉS DE DISTINTOS GROSORES DE
CERÁMICA, REVISTA ODONTOLÓGICA MEXICANA VOL. 16, NÚM. 4
OCTUBRE-DICIEMBRE 2012 PP 237-241

32. BRAGA RR, BALLESTER RY, FERRACANE JL. FACTORS INVOLVED IN
THE DEVELOPMENT OF POLYMERIZATION SHRINKAGE STRESS IN
RESIN-COMPOSITES: A SYSTEMATIC REVIEW. *DENT MATER* 2005; 21:
962-970.

33. JANDT KD, MILLS RW, BLACKWELL GB, ASHWORTH SH. DEPTH OF
CURE AND COMPRESSIVE STRENGTH OF DENTAL COMPOSITES
CURED WITH BLUE LIGHT EMITTING DIODES. *DENT MAT* 2000;
16(1):41-47.

34. TAISEER A. SULAIMAN, THE DEGREE OF CONVERSION OF DUAL-
POLYMERIZING CEMENTS LIGHT POLYMERIZED THROUGH
MONOLITHIC ZIRCONIA OF DIFFERENT THICKNESSES AND TYPES,
THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY.

35. DR. THOMAS P. KEOGH, POLIMERIZACIÓN INICIADA MEDIANTE LUZ:
CLAROS Y OSCUROS DE LAS NUEVAS TÉCNICAS, TRABAJOS
ODONTOESTOMATOLÓGICOS 2011;2(1):29-37