



UNIVERSIDAD PERUANA DE CIENCIAS APLICADAS

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD

ESCUELA DE ODONTOLOGÍA

**COMPARACIÓN IN VITRO DEL EFECTO DEL TIPO
DE LUZ LED DE TERCERA GENERACIÓN (VALO®
- ULTRADENT©) VS. LUZ LED DE SEGUNDA
GENERACIÓN (ELIPAR™ - 3M ESPE™) EN LA
RESISTENCIA DE UNIÓN DEL CEMENTO RELYX®
U200 AL CERÓMERO SR ADORO® - IVOCLAR
VIVADENT®**

TESIS

Para optar el título profesional de: Cirujano Dentista

AUTORES

Araujo Herrera, Nicoll Antuanette (0000-0002-9595-0820)

Behrens Peñaloza, Sebastian (0000-0001-5486-0434)

ASESORAS DE TESIS

Dra. Casas Apayco, Leslie Carroll (0000-0001-7370-4808)

Dra. Cafferata Montoya, Paola Antonella (0000-0001-9858-8073)

Lima, 30 de enero de 2018

A nuestras familias por el apoyo constante

Agradecimientos

A nuestras asesoras Paola Cafferata y Leslie Casas por el apoyo constante, exigencia, compromiso y disposición.

Resumen

Objetivo: El objetivo de este estudio fue comparar *in vitro* el efecto del tipo de luz LED de tercera generación vs. luz LED de segunda generación en la resistencia de unión de la interfase cerámico/cemento resinoso/esmalte.

Materiales y métodos: Se utilizaron 44 piezas dentarias bovinas y 44 bloques de cerámico SR ADORO[®] cementados con RELYX[®] U200, fotoactivados con 2 lámparas de luz LED: ELIPAR[™] - 3M ESPE[™] (segunda generación 1150 mW/cm²) y VALO[®] - ULTRADENT[®] (tercera generación- 1400 mW/cm²), ambas medidas con un radiómetro (Monitex; DigiRate LM 100 - China). Las muestras fueron divididas aleatoriamente en dos grupos (n=22): grupo 1: polimerización con lámpara VALO[®] - ULTRADENT[®], grupo 2: polimerización con lámpara ELIPAR[™] - 3M ESPE[™]. Los bloques de cerámico fueron confeccionados en una matriz metálica preformada de 4mm x 6mm. Los bloques de cerámico fueron cementados con una ligera presión vertical en el centro de la cara vestibular de los dientes. La fotopolimerización fue realizada durante 20 segundos por los cuatro lados de la muestra. La resistencia de unión fue evaluada a través de la prueba de cizallamiento en una máquina de ensayos universal (3382 INSTRON[®]-U.S.A). El análisis entre ambos grupos se realizó mediante la prueba de U de Mann-Whitney (p<0.05)

Resultados: El grupo 1 (VALO[®] - ULTRADENT[®]) presentó una media de resistencia de unión de 5.84 Mpa +-2.04, mientras que en el grupo 2 (ELIPAR[™] - 3M ESPE[™]), la media fue de 4.16 +-1.25. Hubo diferencias significativas en la resistencia de unión entre ambos grupos (p= 0.0045).

Conclusión: Las lámparas de fotocurado de tercera generación generan una mayor resistencia de unión en cerómeros adheridos con un cemento resinoso autoadhesivo que las lámparas de segunda generación.

Abstract

Purpose: The purpose of this study was to make an *in vitro* comparison of the effect of using a second- and third-generation LED curing light on the bond strength of an indirect resin composite to dental enamel cemented with a self-adhesive resin cement.

Materials and methods: 44 SR ADORO[®] indirect resin composite blocks were cemented on 44 bovine incisors using two LED curing lights: ELIPAR[™] - 3M ESPE[™] (second-generation, 1150 mW/cm²) and VALO[®] - ULTRADENT[®] (third-generation - 1400 mW/cm²) and a self-adhesive resin cement (RELYX[®] U200). The dental curing units' light intensities were previously measured with a radiometer (Monitex; DigiRate LM 100 - China). The samples were randomly divided into two groups (n=22): Group 1: polymerization was done using the VALO[®] - ULTRADENT[®] dental curing unit, group 2: polymerization was done using the ELIPAR[™] - 3M ESPE[™] dental curing unit. The indirect resin composite blocks were made in a 4mm x 6mm matrix. The cementation of the indirect composite blocks was done with slight vertical pressure on the center of the buccal surface of the tooth and removing the excess resin cement with a microbrush. The curing light was applied for 20 seconds on four sides of the sample. The shear bond strength test was performed in a universal testing machine (3382 INSTRON[®]-U.S.A). The results of each group were compared using the Mann-Whitney U test.

Results: Group 1 (VALO[®] - ULTRADENT[®]) resulted in an average bond strength of 5.84 MPa +-2.04, while group 2 (ELIPAR[™] - 3M ESPE[™]) showed an average of 4.16 MPa +-1.25. Statistically significant differences were found (p= 0.0045).

Conclusion: Third-generation LED curing lights generate a higher bond strength compared to second-generation curing lights when used to cement indirect resin composites with self-adhesive resin cements.

Índice de contenidos

Capítulo 1. Introducción.....	1
Capítulo 2. Objetivos.....	4
Capítulo 2.2. Objetivo general.....	4
Capítulo 3. Materiales y métodos.....	5
Capítulo 4. Resultados.....	9
Capítulo 5. Discusión.....	12
Capítulo 6. Conclusión.....	17
Referencias bibliográficas:.....	18

Índice de tablas

Tabla 1. Evaluación <i>in vitro</i> de la resistencia de unión de lámparas VALO® - ULTRADENT© y ELIPAR™ - 3M ESPE™	10
---	----

Índice de figuras

Figura 1. Medias de la resistencia de unión de lámparas VALO® - ULTRADENT© y ELIPAR™ - 3M ESPE™	11
--	-----------

Capítulo 1. Introducción

La polimerización es el proceso químico entre varias moléculas de bajo peso molecular (monómeros) que al agruparse forman moléculas de mayor peso molecular (polímeros).^(1,2,3)

Los cementos resinosos usados para la cementación de cerómeros pueden ser activados químicamente, fotoactivados o duales, dependiendo del sistema de iniciación de cada uno. Esta diferencia proviene del compuesto que desencadena la reacción de activación del cemento. El principal activador en los cementos fotoactivados es la canforoquinona (CQ), la cual es la fotoiniciadora de la reacción.^(4,5)

En la odontología se pueden encontrar varios materiales que se fotoactivan: resinas compuestas, cementos resinosos, adhesivos entre otros. Para que la reacción de fotopolimerización se inicie es necesario un haz de luz de una potencia mínima de 1000 mw/cm^2 a una longitud de onda entre 400 y 500 nm. Para que la fotopolimerización sea efectiva el grosor de la restauración no debe exceder la capacidad de penetración de la luz (aproximadamente 4 mm).^(6,7)

La historia de las lámparas de fotopolimerización dentales inició en los años setenta junto con la aparición de las primeras resinas fotoactivadas. En los años ochenta aparecieron las lámparas halógenas las cuales eran de gran tamaño y debían estar conectadas a corriente. En 1995, Mills publicó la primera mención del uso de luz LED (diodo emisor de luz) como lámparas de fotopolimerización en el ámbito odontológico.^(8,9,10)

Desde que aparecieron las luces LED, han ido evolucionando y mejorando sus características, es por ello que actualmente existen 3 generaciones. La primera generación (1997) presenta varios diodos para poder tener la cantidad y calidad necesaria de radiación (300 o 400mW/cm²), a pesar de ello, esta no era suficiente para polimerizar los materiales como la canforoquinona y ocasionó que fracasaran. En la segunda generación de luz LED, se usó un pequeño chip con ordenaciones microscópicas múltiples lo cual producía una mayor intensidad de luz que los diodos (900mW/cm²) y esto permitía que la mayoría de materiales fueran fotopolimerizados adecuadamente. ^(11,12,13,14) Sin embargo, debido a que las lámparas LED de segunda generación fueron diseñadas para fotoactivar la canforoquinona, los materiales que no utilizan este fotoactivador no alcanzaban una completa fotopolimerización. Estos fotoactivadores alternativos, tales como el PPD (1-fenil,-1-2 propandiona) y la lucerina TPO, surgieron debido a la necesidad de alcanzar restauraciones con un tono claro, ya que la canforoquinona tiene una pigmentación amarilla⁽¹¹⁾. Es así como aparecen las luces LED de tercera generación donde no solo cambió la intensidad, la cual superó los 1000mW/cm², sino también la longitud de onda. Se le añadió a la luz LED dos diodos emisores de luz con diferentes longitudes de onda, una de luz azul y otra de luz en el espectro violeta, lo que permitía fotoactivar la mayoría de materiales odontológicos. Este tipo de luz ha sido desarrollada con el fin de poder polimerizar cualquier producto odontológico.^(15,16,17)

La incompleta activación del fotoiniciador puede producir múltiples complicaciones post-tratamiento como microfiltraciones, sensibilidad post-operatoria, caries recidivante y la posterior pérdida definitiva de la restauración^(1,4,5,7). Es por ello que es importante encontrar la manera de optimizar la activación de la canforoquinona.

A pesar de que los fabricantes de las lámparas de tercera generación aseguran que estas tienen la capacidad de generar una mayor polimerización de los materiales dentales, es necesario que existan estudios que pongan a prueba estas afirmaciones.

Con estas premisas, el presente estudio tiene por objetivo comparar *in vitro* el efecto del tipo de luz LED de tercera generación (Valo[®] - Ultradent[®]) vs. luz LED de segunda generación (Elipar[™] - 3M ESPE[™]) en la resistencia de unión de un cemento resinoso a un cerómero.

Capítulo 2. Objetivos

Capítulo 2.2. Objetivo general

Comparar *in vitro* el efecto del tipo de luz LED de tercera generación vs. luz LED de segunda generación en la resistencia de unión de la interfase cerámico/cemento resinoso/esmalte.

Capítulo 3. Materiales y métodos

Este estudio es de tipo experimental *in vitro*. Se utilizaron 44 incisivos superiores de bovino, libres de caries y alteraciones del esmalte. Las muestras (n=44) fueron previamente divididas en forma aleatoria en dos grupos de acuerdo a la lámpara de fotocurado a usar en la cementación. Los grupos del estudio fueron los siguientes: grupo 1: polimerización con lámpara VALO® - ULTRADENT®, grupo 2: polimerización con lámpara ELIPAR™ - 3M ESPE™. La luz fue previamente medida con un radiómetro para confirmar la potencia de luz de cada lámpara (VALO® - ULTRADENT®: 1400 mW/cm², ELIPAR™ - 3M ESPE™: 1150mW/cm²).

Este estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas CIE Nro. 133-11.16

Separación corona-raíz

Las raíces fueron separadas de las coronas bovinas utilizando una máquina de corte digital (ISOMET®-modelo U.S.A) a 1 mm de la unión cemento adamantino (UCA). Se realizó la exéresis pulpar con una lima N° 80 de 25 mm (Lima K-file; Dentsply Maillefer™-Suiza) y para la planificación de la cara vestibular se utilizó una lija de 220 Sc (Asalite -Perú) hasta obtener una superficie plana de esmalte. Posterior a ello, las coronas fueron incluidas de manera horizontal, con la cara vestibular libre, en tubos de policloruro de vinilo (PVC) (Pavco-Perú - 25 x 13 mm) con una base de acrílico (Vitacron, New Stetic S.A. -Colombia). Las muestras fueron inmersas en suero fisiológico al 0.09% a temperatura ambiente hasta la cementación de los bloques de cerómero.

Preparación de los cerómeros

Cuarenta y cuatro bloques de cerómero fueron preparados mediante una matriz metálica preformada (4mm x 6mm). El material utilizado fue SR Adoro® (Ivoclar Vivadent AG®-LOT: T37054-Liechtenstein). Primero, se colocaron incrementos de cerómero de 2mm dentro de las matrices y se procedió a fotocurar el cerómero de cada matriz por 40 segundos con la lámpara ELIPAR™ - 3M ESPE™ por ambas partes. Se retiró cada bloque de cerómero de la matriz para ser llevados a cocción en la máquina Targis Power Upgrade a 104 ° C (219 ° F) durante 2 horas, para completar su polimerización.

Tratamiento del substrato-esmalte

Se aplicó ácido fosfórico al 37% (CondAc 37%, FGM-LOT:291114-Brasil) durante 30 segundos a la superficie del esmalte y se lavó con abundante agua, para luego secar la superficie durante 30 segundos con jeringa triple.

Preparación del cemento resinoso

Para la cementación de los bloques de cerómero se utilizó el cemento RELYX® U200 (3M ESPE-LOT:583827-Alemania). De acuerdo al fabricante, primero se aplicó un click en el block de mezcla y se realizó la mezcla del cemento durante 20 segundos uniformemente con una espátula metálica.

Tratamiento de los bloques de cerómero

Para el tratamiento de los bloques de cerómeros, se aplicó ácido ortofosfórico al 37% (CondAc 37%, FGM-LOT:291114-Brasil) por 30 segundos en una de las superficies. Se lavó con abundante agua para luego secar la superficie tratada con jeringa triple. Se aplicó una gota de silano (PROSIL, FGM-Brasil) con una microbrocha (M6500F, Lakong-China) con un tiempo de espera de 1 minuto.

Cementación adhesiva

Para la cementación adhesiva de los cerómeros al esmalte, se aplicó la mezcla en la superficie del cerómero previamente tratada y luego se aplicó una ligera presión vertical sobre la superficie del esmalte. Después de 1 minuto, el exceso de cemento resinoso fue retirado con una microbrocha, para posteriormente polimerizar el material de acuerdo a cada grupo según el tipo de lámpara. El tiempo de fotopolimerización fue de 4 tiempos de 20 segundos, cada uno en cada lado de los bloques. Las muestras se almacenaron en agua destilada en una estufa (Hotpack, Phila-USA) a 37°C /24 horas.

Test de cizallamiento

La evaluación de la resistencia adhesiva de la interfase cerómero/cemento resinoso/ esmalte fue realizado en una máquina de ensayos universal (3382 INSTRON®-U.S.A.) con una carga de 1 KN a una velocidad de cruceta de 1 mm/min. La prueba de cizallamiento se realizó colocando una cizalla en la parte móvil superior de la máquina hasta que se produjo el dislocamiento del cerómero de la superficie dentaria, obteniendo el valor de fuerza máxima (MPa).

Los datos resultantes fueron analizados mediante estadística descriptiva (media y desviación estándar). Para la comparación de los grupos se realizó la prueba de U de Mann Whitney.

Stata® versión 13.0. $p < 0,05$

Capítulo 4. Resultados

El objetivo de este estudio es comparar in vitro el efecto del tipo de luz LED de tercera generación (Valo® - Ultradent©) vs. luz LED de segunda generación (ELIPAR™ - 3M ESPE™) en la resistencia de unión del cemento RELYX® U200 (3M ESPE-LOT:583827-Alemania) al cerómero SR ADORO® - IVOCLAR VIVADENT®. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la resistencia de unión entre ambos grupos.

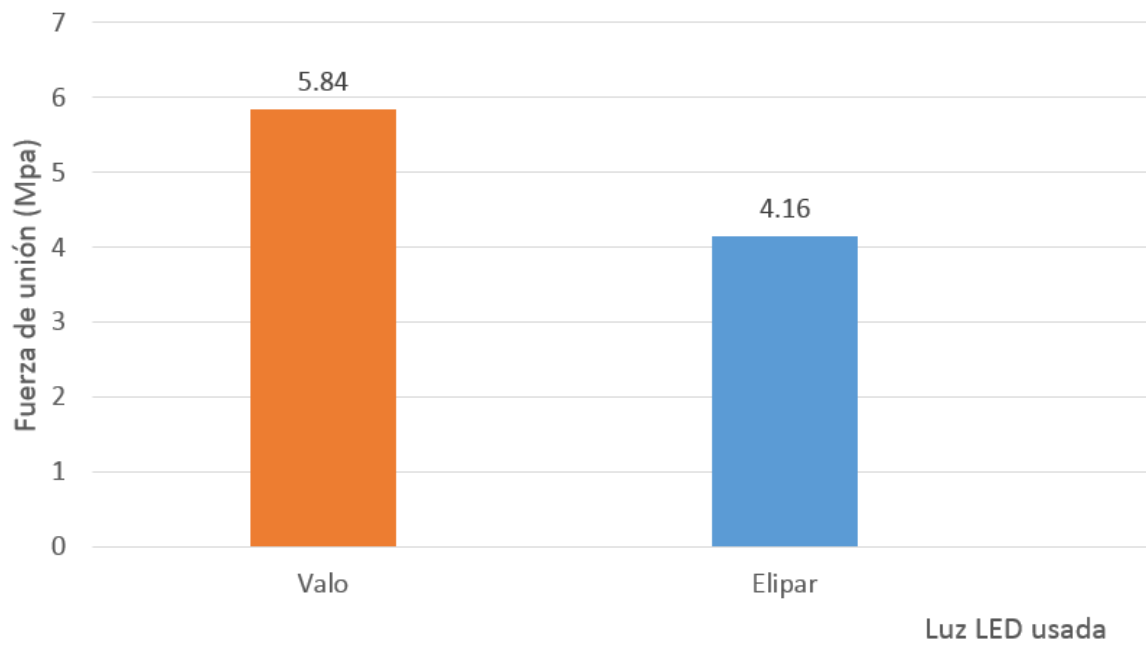
En la tabla 1 se comparan las medias de la resistencia de unión que poseen los bloques de cerómero cementados con cemento RELYX® U200 (3M ESPE-LOT:583827-Alemania) polimerizado con la lámpara Valo® - Ultradent© y ELIPAR™ - 3M ESPE™. El grupo de la lámpara Valo obtuvo una media de 5.84 MPa (± 2.04), mayor al valor observado en el grupo de la lámpara Elipar de 4.16MPa (± 1.25). Hubo diferencias estadísticamente significativas entre los grupos cementados usando las diferentes lámparas de fotopolimerización ($p=0,0045$).

Tabla 1. Evaluación *in vitro* de la resistencia de unión de lámparas VALO® - ULTRADENT© y ELIPAR™ - 3M ESPE™

Grupo	Media(MPa)	Mediana	D.E	Mínimo	Máximo	p
Valo	5.84	5.43	2.04	2.89	9.72	0.0045*
Elipar	4.16	3.89	1.25	2.63	6.84	

*Prueba estadística de U de Mann-Whitney ($p < 0,005$)

Figura 1. Medias de la resistencia de unión de lámparas VALO® - ULTRADENT© y ELIPAR™



Capítulo 5. Discusión

El objetivo del estudio fue comparar la resistencia de unión de cilindros de cerómero cementados con un cemento resinoso fotopolimerizado con lámparas LED de segunda y tercera generación. Nuestros hallazgos demostraron que la cementación del cerómero SR Adoro con el cemento RELYX[®] U200 con una lámpara de tercera generación obtuvo un promedio mayor de 5.84 ± 2.04 MPa, comparado al grupo polimerizado con la lámpara de segunda generación con 3.89 ± 1.25 MPa.

La hipótesis de este estudio, la cual sostenía que la tecnología de las lámparas LED de tercera generación genera mayor resistencia de unión al cementar con cementos resinosos, fue confirmada.

La metodología usada se basó en estudios previos e indicaciones del fabricante de cada material. Debido a la existencia de varios estudios acerca de la eficacia de lámparas LED de segunda y tercera generación en materiales de restauración directa^(8,9,10,11,12), se optó en este estudio por usar un material de restauración indirecta. Aunque se pueden usar diversas pruebas mecánicas y físicas para determinar la correcta polimerización de un material como la dureza superficial,^(12,13,15,18) y la espectroscopía FTIR^(10,11,17,18), las pruebas de fuerza de unión por cizallamiento también presentan alta prevalencia en este tipo de estudio^(10,19,20). Este test comprueba la correcta adhesión de un material al simular una fuerza mecánica similar a la que una restauración encontraría clínicamente.

Introducidas en el ámbito odontológico en el 2001, las luces LED gozan de un mayor tiempo de funcionamiento, menor consumo de energía y menor producción de calor que las lámparas

de luz halógena⁽¹⁶⁾. La literatura menciona que las lámparas LED de primera generación presentaban una intensidad baja que no superó la capacidad de fotopolimerización de las lámparas de luz halógena ya existentes⁽²¹⁾. Entre las diferencias de cada generación se encuentra la intensidad de la luz: las de segunda generación presentan hasta $1500\text{mW}/\text{cm}^2$, mientras que las de tercera cuentan con modos de hasta de hasta $3200\text{ mW}/\text{cm}^2$. Estudios previos han observado que esta mayor potencia genera la necesidad de menor tiempo de fotocurado, sin embargo produce grados de conversión similares que las lámparas de segunda generación en cementos resinosos⁽¹⁶⁾. Cabe mencionar que una potencia tan alta puede producir quemaduras en tejidos blandos y su uso repetido genera la necesidad de periodos de enfriamiento de la lámpara lo cual alarga el tiempo operatorio⁽¹⁰⁾. Por tal motivo, se optó por usar el modo de intensidad intermedia con la lámpara de tercera generación para que la intensidad de luz usada sea similar con ambas lámparas. Además, en ambos grupos se usó la técnica de fotopolimerización uniforme-continua, evitando así que este factor influya en el resultado de la fuerza de unión de las muestras⁽¹⁷⁾. Las diferencias estadísticas encontradas en nuestro estudio pueden deberse principalmente a los diferentes rangos de longitud de onda de cada lámpara. Las luces LED de segunda generación presentan un solo pico en la longitud de onda centrado entre los 440nm a 460nm , mientras que las de tercera generación presentan un rango más amplio con dos picos de emisión ubicados entre los 440nm y 470nm y uno menor a 420nm ⁽¹⁶⁾. Esta emisión incluye el espectro de luz violeta, el cual según los autores contribuye a una polimerización de ciertos tipos de materiales a base de resina que incluyen fotoactivadores alternativos en su composición⁽¹¹⁾. Por otro lado, tomando en cuenta que aunque la canforoquinona posee un pico de absorción a los 470nm , su rango de absorción abarca la luz de 400 a 550nm ⁽²²⁾, por lo que la emisión adicional a una longitud de onda menor que presentan las lámparas de tercera generación puede haber contribuido a una mejor

polimerización del cemento y por lo tanto una mayor adhesión. También existe la posibilidad de que el cemento utilizado en este estudio tenga en su composición fotoiniciadores además de la canforoquinona, cuyo rango de absorción sea más sensible a la luz de longitud de onda menor.⁽¹¹⁾

Todos los cementos poseen un grado de conversión, el cual indica el grado de polimerización de este material. Es decir, una polimerización ideal con un grado de conversión del 100% significa que tras la activación de la reacción, todos los monómeros contenidos en el cemento se han aglomerado en polímeros. Por lo tanto, ambos valores son directamente proporcionales. El resultado de un alto grado de conversión del cemento y, por ende, una polimerización más completa, es la obtención de mejores propiedades mecánicas^(4,23). El grado de conversión en los cementos fotopolimerizables generalmente oscila entre 65 y 80%. Existen muchas consecuencias adversas cuando el grado de conversión del cemento es insuficiente, entre ellas el riesgo de microfiltración. Últimamente, se están agregando a este tipo de cementos monómeros multifuncionales y de elevado peso molecular como el metacrilato con el fin de aumentar el grado de conversión. Sin embargo, si el cemento no llegara a ser polimerizado en su totalidad, el monómero libre podría resultar tóxico para la pulpa. Es por ello que es importante tener en cuenta todos los factores asociados y necesarios en el proceso de la cementación, dentro de los cuales se encuentran la intensidad de la luz emitida, el tiempo de exposición, y el grosor de la capa de material cementante.^(5,17)

Un factor determinante en relación a la fuerza de unión de un material adherido con un cemento resinoso es la profundidad de polimerización. Los cementos duales y fotocurables requieren la recepción de una determinada cantidad de fotones a una adecuada longitud de onda. De lo contrario, el grado de conversión será insatisfactorio. A pesar de que ciertos

cementos sean denominados duales y/o autoadhesivos, se ha observado que estos cementos no realizan una polimerización completa sin ayuda de una luz de fotocurado⁽⁵⁾. En este estudio se usaron cuerpos de prueba de cerómero de 4mm x 6mm que emulen el grosor de una restauración indirecta real. Camilotti y colaboradores compararon la fuerza de unión de cerómeros adheridos con un cemento resinoso y obtuvieron una fuerza de unión de 21.4 (\pm 10.2) para el grupo fotopolimerizado por una lámpara de segunda generación y de 27.3 (\pm 13.8) para el grupo fotopolimerizado por una lámpara de tercera generación. Es importante mencionar que este estudio obtuvo valores en general más bajos, sin embargo esto puede variar por una serie de factores como el centro de pruebas, además de la forma y el tamaño de las muestras. Giorgi y colaboradores encontraron, en 2012, que existen diferencias estadísticamente significativas en el grado de conversión y dureza de resinas compuestas fotocuradas con lámparas LED de 2da y 3ra generación.⁽¹⁸⁾ Sin embargo, Nogueira y colaboradores encontraron, en 2015, que no hubo diferencias significativas a la prueba de microdureza de cementos resinosos polimerizados por ambas generaciones de luz LED.⁽¹³⁾ Asimismo, Flury y colaboradores, en 2013, registraron grados de conversión similares en cementos duales fotoactivados con ambas generaciones de lámparas LED.⁽¹⁷⁾ Lee y colaboradores, en 2016, demostraron que no hubo diferencias significativas al comparar la fuerza de unión producida por una lámpara LED de segunda y otra de tercera generación de una pieza dentaria a un soporte cerámico, pero encontraron que el tiempo necesario de exposición del material a la luz se reducía significativamente con la luz LED de segunda generación⁽¹⁰⁾. De igual manera, Alqahtani y colaboradores, en 2012, demostraron que las luces de segunda y tercera generación no presentaban una diferencia significativa en el grado de conversión de los cementos resinosos.⁽¹⁶⁾

La discrepancia entre las conclusiones de este estudio y la literatura existente puede deberse a que cada estudio utilizó diferentes materiales y lámparas que reaccionan de forma diferente entre sí.

Dado que los estudios previos que comparan el desempeño de lámparas LED de segunda y tercera generación presentan conclusiones contradictorias, el resultado de este estudio podrá aportar el conocimiento acerca del uso de estas lámparas específicamente en relación a los materiales utilizados.

Debido a que el cerómero puede usarse para tratamientos como incrustaciones y carillas, este estudio tiene relevancia clínica en el área de odontología restauradora y estética. Esto puede ayudar a los profesionales a decidir entre ambas generaciones de luz LED, teniendo las de tercera generación la capacidad de generar una mejor adhesión pero a la vez un mayor precio.

Sin embargo, este estudio presenta varias limitaciones que deben tomarse en cuenta para poder realizar una correcta interpretación. En el grupo 1 se observó una variabilidad alta en los resultados, siendo el valor mínimo de 2.89 MPa y el máximo de 9.72 MPa, lo cual podría indicar inconsistencia en el procedimiento realizado para cada muestra. Además, los resultados podrían variar dependiendo de la técnica de polimerización usada, luminosidad de la lámpara relacionada al uso o manipulación previa y a otras características del modelo de la lámpara que no estén ligados específicamente a su generación. Es recomendable, en este sentido, continuar con el estudio de las nuevas lámparas dentales, incluyendo otros modelos y usadas con otros materiales restauradores y cementos.

Capítulo 6. Conclusión

Las lámparas de fotocurado de tercera generación generan una mayor resistencia de unión en cerómeros adheridos con cementos resinosos que las lámparas de segunda generación.

Referencias bibliográficas:

1. Herrera E. Fracaso en la Adhesión. *Odontoestomatol.* 2005; 21(2): 63-9.
2. Macchi RL. *Materiales dentales.* 4ta edición. Argentina: Editorial médica panamericana; 2007. 406p.
3. Maggioni M, Attanasio T, Scarpelli S. *Láser en odontología.* 1ra edición. Caracas: Amolca; 2010. 452p.
4. Santini A, Gallegos IT, Felix CM. Photoinitiators in dentistry: a review. *Prim Dent J.* 2013 Oct; 2(4): 30-3.
5. Gomes GLS, da Costa R, Braz R. Cemento resinoso: ¿Todo cemento dual debe ser foto activado? *Acta Odontol Venez.* 2009 Dic; 47(4).
6. Bader M, Astorga C, y col. "Biomateriales Dentales" Propiedades generales, 1era.ed. Santiago de Chile: Hamilton: BC Decker; 1996. 62p.
7. Barrancos J, Barrancos PJ. *Operatoria dental: integración clínica.* 4ta edición. Buenos Aires: Editorial médica panamericana; 2011. 1306p.
8. Horning D y col. Evaluación del grado de conversión de resinas compuestas después de fotoactivación con lámparas LED. *Revista Colombiana de de Investigación en Odontología.* 2012; 3(9).
9. De Oliveira DC y col. Effect of different photoinitiators and reducing agents on cure efficiency and color stability of resin-based composites using different LED wavelengths. *J Dent.* 2015 Dec; 43(12):1565-72

10. Lee H.-M, Kim, S.-C, Kang, K.-H, Chang, N.-Y. Comparison of the bonding strengths of second- and third-generation light-emitting diode light-curing units. *Korean J Orthod*, 2016; 46(6), 364–371.
11. Cardoso K. Effects of radiant exposure values using second and third generation light curing units on the degree of conversion of a lucirin-based resin composite. *Journal of Applied Oral Science*, 25(2), 140–146.
12. Price RB, Felix CA, Andreou P. Third-generation vs a second-generation LED curing light: effect on Knoop microhardness. *Compend Contin Educ Dent*. Sep 2006; 27(9): 490-6.
13. Kuguimiya RN. Influence of Curing Units and Indirect Restorative Materials on the Hardness of Two Dual-curing Resin Cements Evaluated by the Nanoindentation Test. *J Adhes Dent*. 2015 Jun; 17(3): 243-8
14. Santos MJ, Passos SP, da Encarnação MO, Santos GC, Bottino MA. Hardening of a dual-cure resin cement using QTH and LED curing units. *J Appl Oral Sci*. 2010;18:110–5.
15. Puppin-Rontani RM , Dinelli RG, de Paula AB, Fucio SB, Ambrosano GM, Pascon FM. In-depth polymerization of a self-adhesive dual-cured resin cement. *Oper Dent*. Mar 2012; 37(2): 188-94.
16. AlQahtani M.Q., AlShaafi M.M., Price R.B. Effects of single-peak vs polywave light-emitting diode curing lights on the polymerization of resin cement. *J. Adhes. Dent*. 2013;15:547–551.
17. Flury S., Lussi A., Hickel R., Ilie N. Light curing through glass ceramics with a second- and a third-generation LED curing unit: effect of curing mode on the degree of conversion of dual-curing resin cements. *Clin Oral Investig*. 2013;17(9):2127–2137.

18. Giorgi, M, Aguiar, F, Soares, L, Martin, A, Liporoni, P, Paulillo, L. Does an additional UV LED improve the degree of conversion and Knoop Hardness of light-shade composite resins? *European Journal of Dentistry*. 2012; 6(4), 396–401.
19. Camilotti V, Grullón P, Mendonça G, Perlatti P, Gomes J. Influence of different light curing units on the bond strength of indirect resin composite restorations. *Braz oral res*. Jun 2008; 22(2): 164-169.
20. Fahmy N, Naguib H, Guindy JE. Effect of light-emitting diode (LED) curing modes on resin/dentin bond strength. *J Prosthodont*. 2009;18(8):670–675.
21. Wiggins K, Hartung M, Althoff O, Wastian C, Sumita M. Curing performance of a new-generation light-emitting diode dental curing unit. *J Am Dent Assoc*. 2004; 135(10): 1471-9.
22. Kamoun, E & Winkel A Eisenburger M & Menzel H. Carboxylated Camphorquinone as Visible-Light Photoinitiator for Biomedical Application: Synthesis, Characterization, and Application. *Arabian J Chem*. 2014; 9(5):745-54.
23. Moraes RR y col. Dual and Self-curing Potential of Self-adhesive Resin Cements as Thin Films. *Oper dent*. 2011; 36(6): 635 – 42.