



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

**RESISTENCIA DE UNIÓN DE SISTEMAS
ADHESIVOS CON MONÓMEROS
FUNCIONALES FOTOPOLIMERIZADOS CON
FUENTES DE LUZ UNI/POLILED**

Trabajo de investigación para obtener el Título
Profesional de Cirujano Dentista

Manrique Zegarra Marycé

Maldonado Salas Cinthia

Gómez Orosco Rosa

Lima - Perú

2018

JURADO EXAMINADOR

Coordinador : Delgado Cotrina, Leyla

Calificador : Liñan Durán, Carlos

Calificador : Quillay Castillo, Sadith

FECHA DE SUSTENTACIÓN : 11 de Mayo de 2018

CALIFICATIVO : Aprobado

ASESOR

Ph. D John Alexis Dominguez

Departamento Académico de Odontología Social

Dedicatoria

A Dios por habernos permitido llegar hasta este punto y habernos dado salud para lograr nuestros objetivos, además de su infinita bondad y amor.

A nuestro asesor John Alexis Domínguez, por habernos tenido paciencia y habernos dedicado parte de su tiempo, para llenarnos de sabiduría y no solo ser un mentor para nosotras, sino también un amigo.

A nuestros padres por ser el pilar fundamental en todo lo que somos, en toda nuestra educación, tanto académica, como de la vida, por su incondicional apoyo perfectamente mantenido a través del tiempo.

Todo este trabajo ha sido posible gracias a ellos.

Agradecimientos

La vida se encuentra llena de retos, uno de los cuales es la universidad. Al estar dentro de ella, nos hemos dado cuenta de que más allá de ser un reto, es una base no solo para el entendimiento del campo en la que estamos inmersas, sino para lo que concierne a la vida y a nuestro futuro.

Agradecemos a nuestra institución Universidad Peruana Cayetano Heredia, a nuestro asesor John Alexis Domínguez, a nuestros padres y familiares, ya que, gracias a sus esfuerzos, pudimos alcanzar uno de los objetivos más importantes de nuestras vidas y vamos por más.

RESUMEN

Objetivo: Evaluar la resistencia de unión de sistemas adhesivos con monómeros funcionales fotopolimerizados con fuentes de luz UNI/POLILED. **Materiales y Métodos:** Estudio experimental in vitro. Se tomó 22 molares sin caries ni fracturas y se realizó el pulido de las superficies del esmalte con lijas con granulación 600 a 2000 de manera secuencial, después fueron fijadas en un tubo de PVC mediante acrílico de auto polimerización, posterior a este se dividieron aleatoriamente en 4 grupos (n=11) por medio de un software online. Se evaluó la resistencia de unión mediante la prueba de microcizallamiento utilizando dos sistemas adhesivos Palfique Bond (3DSR) y Scotchbond Universal (MDP) que fueron fotopolimerizados con dos diferentes dispositivos LEDs VALO y ELIPAR. **Resultados:** El grupo 1, tuvo como resultado en los valores de resistencia de unión el valor de 10.49 ± 3.61 Mpa. El grupo 2, el valor de 12.31 ± 3.54 Mpa. El grupo 3, el valor de 08.90 ± 3.55 Mpa y el grupo 4, el valor de 12.84 ± 4.41 Mpa. **Conclusión:** Los valores de resistencia de unión fueron mayores utilizando la unidad de fotopolimerización de un LED independientemente al adhesivo utilizado.

Palabras Clave: Adhesivo, Fotopolimerización, microcizallamiento.

ABSTRACT

Objective: To evaluate bond strength in adhesive systems with functional monomers photopolymerized with light units UNI/POLILED. **Materials and Methods:** In vitro experimental study. 22 molars were taken without caries or fractures and polishing of the surfaces of the enamel was carried out with sandpapers with granulation 600 to 2000 sequentially, then they were fixed in a PVC tube by acrylic auto polymerization, after which they were randomly divided into 4 groups (n = 11) through online software. The bond strength was evaluated by means of the micro-shear test using two adhesive systems, Palfique Bond (3DSR) and Scotchbond Universal (MDP), which were photo-cured with two different LED VALO and ELIPAR devices. **Results:** Group 1 resulted in the values of resistance of the union the value of 10.49 ± 3.61 Mpa. Group 2, the value of 12.31 ± 3.54 MPa. Group 3, the value of 08.90 ± 3.55 MPa and group 4, the value of 12.84 ± 4.41 Mpa. **Conclusion:** The bond strength values were higher using the curing unit of an LED regardless of the adhesive used.

Keywords: *Adhesive, photoactivation, micro-shear.*

INDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. División de los grupos según el sistema adhesivo y unidad de curado utilizada.	21
Tabla 2. Media y Desviación estándar en megapascuales (Mpa) de dos adhesivos fotopolimerizados con dos lámparas	22
Tabla 3. Componentes y empresa de materiales utilizados.	23

TABLA DE CONTENIDOS

	Pág.
Introducción	1
Objetivos	4
Material y métodos	5
Resultados	10
Discusión	11
Conclusiones	15
Referencias bibliográficas	16
Anexos	18

LISTA DE ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS

CIE – UPCH :	Comité Institucional de Ética de la Universidad Peruana Cayetano Heredia.
MDP:	Metacriloxidecilfosfato dihidrogenado.
3DSR:	Acidic three-dimensional self-reinforcing monomer.
LED:	Tecnología de diodos emisores de luz
QTH:	Dispositivos de cuarzo – tungsteno – halógeno
Mpa :	Megapascales

I. INTRODUCCIÓN

La odontología Conservadora actual tiene dos pilares esenciales, la Estética Dental y las técnicas adhesivas modernas (1). Los adhesivos pueden estar clasificados según las estrategias de adhesión, “Etch and rinse strategy”, método convencional en la cual el esmalte y la dentina son preparados con un gel ácido para eliminar la capa de smear layer y la hidroxiapatita superficial. “Self-etch”, son adhesivos de autograbado, estos hacen que la capa de smear layer sea permeable sin removerlo por completo (2). También existen otros productos conocidos como adhesivos universales, son similares a los self etch strategy en su composición, pero contienen carboxilato y/o monómeros de fosfato que enlazan iónicamente al calcio en la hidroxiapatita (Monómeros funcionales). (3) Estos sistemas adhesivos contienen uno o más grupos de monómeros funcionales, que tienen funciones importantes: mejorar la penetración al sustrato dental y también impartir a los adhesivos un potencial de interacción química (4).

En el mercado existen diferentes tipos de monómeros funcionales, uno de ellos es el 3D SR. Este monómero, junto con los iones de calcio de los sustratos desmineralizados, están implicados en la formación de una red tridimensional, lo que permite la formación de una capa insoluble. Hay una formación de sales de Ca resistentes a la hidrólisis en la dentina en un período de tiempo clínicamente aceptable y en el esmalte en un período de tiempo más largo. Esto contribuye a la durabilidad del enlace (5).

Otro monómero funcional utilizado, es el MDP (10-metacriloxidecil dihidrógeno fosfato). Yoshida et. al, demostró la capacidad de MDP para establecer fácilmente un enlace iónico intensivo con hidroxiapatita (HAp), existiendo una interacción química entre el monómero funcional de un sistema adhesivo y HAp puede dar como resultado

la modificación del sustrato de unión a favor de la longevidad de la restauración dental (6). Pero la duración de estas también dependen del grado de conversión. Es por ello que, las propiedades físico-químicas están relacionadas con la capacidad de fotopolimerización de las distintas fuentes de luz utilizadas (4).

Las unidades de fotopolimerización más comunes y populares en odontología son los dispositivos de cuarzo – tungsteno – halógeno (QTH), no obstante, estas tienen algunas desventajas como la degradación de la lámpara, el filtro y la parte del reflector, produciendo alta temperatura, corto periodo de trabajo y tiempo de fotopolimerización extendido. Es gracias a las desventajas que se presentaban en estas, que se diseñó la tecnología de diodos emisores de luz (LED). Estos dispositivos, muestran la disminución mínima de la potencia de salida y su intensidad es casi constante. (7).

Theobaldo y cols. evaluaron las propiedades fisicoquímicas de dos materiales resinosos (fluido y compuesta) utilizando dispositivos QTH y LED. Se encontró que la resina compuesta fotopolimerizada con el dispositivo LED tuvo un mayor grado de conversión en comparación a la unidad de halógeno. No hubo significancia en el modo de fotopolimerización y temperatura. (8) En el estudio de Esmaeili y cols. evaluaron la dureza de resinas compuestas, Z250 y C-fill, las cuales fueron polimerizadas por fuentes de luz de un LED, 4 LEDs y QTH, que presentaban diferentes longitudes de onda: 430 -480 nm, 395 -480 nm y 400-500 nm respectivamente. La resina Z250 trabaja con la alcanforquinona y la C-fill con otros fotoiniciadores, que no fueron mencionados en el estudio. Se obtuvo como resultado que en la resina con fotoiniciador alcanforquinona, el dispositivo de 1 LED mostró mayor dureza que el de 4 LEDs. Sin embargo, en la resina con otros fotoiniciadores, la lámpara QTH tuvo mejor dureza que los dispositivos LED. (7)

El propósito del presente estudio fue evaluar la resistencia de unión de sistemas adhesivos con monómeros funcionales fotopolimerizados con fuentes de luz UNI/POLILED.

II. OBJETIVOS

Objetivo general

Evaluar la resistencia de unión de sistemas adhesivos con monómeros funcionales fotopolimerizados con fuentes de luz UNI/POLILED.

Objetivos Específicos:

1. Comparar los valores de resistencia de unión de un adhesivo con monómeros funcional MDP fotopolimerizado con lámpara de cuatro LED y un LED.
2. Comparar los valores de resistencia de unión de un adhesivo con monómeros funcional 3DSR fotopolimerizado con lámpara de cuatro LED y otra de un LED.

III. MATERIAL Y METODOS

El presente estudio fue de tipo experimental *in vitro*. La construcción de las variables fue realizada a partir del objetivo general “Evaluar la resistencia de unión de sistemas adhesivos con monómeros funcionales fotopolimerizados con fuentes de luz UNI/POLILED” (Anexo 1).

Prevía autorización del comité ética, constancia 141 – 06 - 18, la muestra estuvo conformada por 22 terceros molares humanos recién extraídos obtenidos del Departamento de Cirugía Maxilofacial de la clínica dental docente de la Universidad Peruana Cayetano Heredia, previa autorización de dicho departamento, se le solicitó la donación de dientes mediante una carta de permiso (Anexo 2), los dientes presentaron los siguientes criterios de inclusión: Sin procesos cariosos, sin restauraciones, ni grietas y fueron almacenados en una solución de timol al 0,02% inmediatamente después de la extracción.

Después de obtener los 22 molares que cumplían con los criterios de inclusión, se cortaron en la mitad, teniendo un total de 44 especímenes. Se pulieron las superficies del esmalte (Vestibular y Palatino) con lijas de granulación de 600 granos hasta 2000, bajo una corriente de agua para producir una capa homogénea de smear layer. Después de lijar los dientes, se colocó una cinta de doble adhesión (Shurtape , Lima, Perú) en una loseta de vidrio se levantó la parte inactiva de la cinta y se colocó en ella la porción lijada y fijada, se sobrepuso un tubo de PVC y se incorporó acrílico de auto polimerización que fijó la muestra al tubo. Luego de ser pulidas y fijadas, las muestras se dividieron en cuatro grupos por medio de un software online con una aleatorización simple, (n=11) de la siguiente manera (Tabla 1):

GRUPO 1:

Limpieza

Se limpió la superficie del diente con pasta profiláctica Detarfar (Eufar , Bogotá, Colombia) y se enjuagó con agua por 15 segundos. A continuación, se procedió al secado durante 10 segundos sin desecar la superficie.

Aplicación

Utilizando el aplicador desechable Microbrush Original (Microbrush International, Estados Unidos), se aplicó PALFIQUE BOND (Tokuyama Dental Corporation, Tokio, Japón) sobre la superficie a adherir y se esperó 10 segundos, para que el adhesivo pueda expandirse por todas las paredes.

Secado

Se realizó el secado con aire usando una jeringa de aire/agua sin aceite a una distancia de 5 cm de la superficie por unos 5 segundos.

Polimerización

Se fotopolimerizó la superficie con el dispositivo Valo, con la segunda intensidad (1400 mW/cm²) durante 20 segundos, manteniendo el extremo de la lámpara a una distancia de 2 mm de la superficie.

GRUPO 2:

Limpieza

Se limpió la superficie del diente con pasta profiláctica Detarfar (Eufar , Bogotá, Colombia) y se enjuagó con agua por 15 segundos. A continuación, se procedió al secado durante 10 segundos sin desecar la superficie.

Aplicación

Utilizando el aplicador desechable Microbrush Original (Microbrush International, Estados Unidos), se aplicó PALFIQUE BOND (Tokuyama Dental Corporation, Tokio, Japón) sobre la superficie a adherir y se esperó 10 segundos, para que el adhesivo pueda expandirse por todas las paredes.

Secado

Se realizó el secado con aire usando una jeringa de aire/agua sin aceite a una distancia de 5 cm de la superficie, por unos 5 segundos.

Polimerización

Se fotopolimerizó la superficie con el dispositivo Elipar (1000 mW/cm²) durante 20 segundos, manteniendo el extremo de la lámpara a una distancia de 2 mm.

GRUPO 3:

Limpieza

Se limpió la superficie del diente con pasta profiláctica Detarfar (Eufar , Bogotá, Colombia) y se enjuagó con agua por 15 segundos. A continuación, se procedió al secado durante 10 segundos sin desecar la superficie.

Aplicación

Utilizando el aplicador desechable Microbrush Original (Microbrush International, Estados Unidos), se aplicó Scotchbond Universal (3MESPE, Minnesota, EE.UU), sobre la superficie a adherir y friccionar durante 20 segundos.

Secado

Se realizó el secado con aire usando una jeringa de aire/agua sin aceite a una distancia de 5 cm de la superficie por 5 segundos.

Polimerización

Se fotopolimerizó la superficie con el dispositivo Valo con la segunda intensidad (1400 mW/cm²), durante 20 segundos, manteniendo el extremo de la lámpara a una distancia de 2 mm de la superficie.

GRUPO 4:

Limpieza

Se limpió la superficie del diente con pasta profiláctica Detarfar (Eufar , Bogotá, Colombia) y se enjuagó con agua por 15 segundos. A continuación, se procedió al secado durante 10 segundos sin desecar la superficie.

Aplicación

Utilizando el aplicador desechable Microbrush Original (Microbrush International, Estados Unidos), se aplicó Scotchbond Universal (3MESPE, Minnesota, EE.UU) sobre la superficie a adherir y friccionar durante 20 segundos.

Secado

Se realizó el secado con aire usando una jeringa de aire/agua sin aceite a una distancia de 5 cm de la superficie por 5 segundos.

Polimerización

Se fotopolimerizó la superficie con el dispositivo Elipar (1000 mW/cm²) durante 20 segundos, manteniendo el extremo de la lámpara a una distancia de 2 mm de la superficie.

Colocación de tygon

Fueron cortados los tygon (ODEME, SAO PAULO, BRASIL), en 2mm, con un bisturí #15 y se rellenaron de resina Te – Econom Flow (Ivoclar – Vivadent) ,se fotopolimerizaron por 40 segundos a la superficie del tubo de PVC (cada tubo PVC abarco dos tubos tygon) .

Prueba de microcizallamiento

Los especímenes fueron llevados a una máquina de ensayo universal (Odeme, Sao Paulo, Brasil), para la prueba de resistencia de unión (Célula de carga de 500 N y velocidad de 0.75 mm x min). Los valores de resistencia de unión fueron escritos en la base de datos y convertidos a megapascuales.

Análisis estadístico

Los datos fueron llevados y organizados a una tabla Excel, para posteriormente realizarles una prueba de normalidad Kolmogorov-Smirnov, en el programa SPSS. Después de encontrar su normalidad los datos fueron tratados con ANOVA y Pos test Tukey.

IV. RESULTADOS

En la tabla 2, se describe la media y la desviación estándar de los dos adhesivos utilizados: Palfique Bond y Scotchbond Universal, con las fuentes de luz: Valo y Elipar.

En este estudio los valores de resistencia de unión variaron en los diferentes grupos, El grupo conformado por el adhesivo Palfique Bond y la lámpara VALO, tuvo como media en los valores de resistencia de unión el valor de 10.49 Mpa con una desviación estándar de ± 3.61 . El grupo 2, conformado por el adhesivo Palfique y la lámpara ELIPAR, tuvo como media en los valores de resistencia de unión el valor de 12.31 Mpa con una desviación estándar de ± 3.54 . El grupo 3 conformado por el adhesivo Universal y la lámpara VALO, tuvo como media en los valores de resistencia de unión el valor de 08.90 Mpa con una desviación estándar de ± 3.55 . El grupo número 4, conformado por el adhesivo Universal con la lámpara ELIPAR, tuvo como media en los valores de resistencia de unión el valor de 12.84 Mpa con una desviación estándar de ± 4.41 . Existiendo una diferencia significativa entre el grupo 3 (VALO/UNIVERSAL) y el grupo 4 (ELIPAR/UNIVERSAL). No se encontró diferencia significativa entre los grupos que utilizaron PALFIQUE BOND (Grupo 1 y Grupo 2) y los que utilizaron el adhesivo UNIVERSAL (Grupo 3 y Grupo 4)

V. DISCUSIÓN

En este estudio se evaluaron dos sistemas adhesivos, Scotchbond Universal (3M ESPE, Estados Unidos) el cual presenta monómero funcional MDP y Palfique Bond (TOKUYAMA DENTAL CORPORATION) caracterizada por presentar un monómero funcional 3DSR, teniendo como resultado que los valores de resistencia de unión al microcizallamiento no se vieron influenciados por estos monómeros, pero si, por la fuente de luz utilizada.

Uno de los factores intrínsecos que influyen en el grado de conversión de los polímeros es la composición de estos mismos (9). Un bajo grado de conversión está relacionado con bajos valores resistencia de unión al sustrato del diente (10,11).

En el estudio de Nomoto (1997) evaluó la influencia de diferentes longitudes de onda en una resina experimental con fotoiniciador alcanforquinona, su activación está dada entre el espectro de 450 y 490 nm siendo su absorbancia máxima cercana a 470 nm. La longitud de onda adecuada depende de presentar un pico cercano a 470 nm con una longitud angosta, para obtener mayor absorción por el fotoiniciador.(12).

Alpino y cols, utilizaron diferentes lámparas de fotopolimerización PAC (Arco plasma / 2130mW/cm² que variaba de 355 – 515 nm) , QTH (Cuarzo – Tungsteno – Halógeno / 540mW/cm² que variaba de 470 - 480 nm) y LED (Diodos emisores de luz / 750mW/cm² que variaba de 430 – 480 nm) para evaluar la influencia de diferentes combinaciones de unidades de fotopolimerización (QTH / QTH; QTH / LED; QTH / PAC; LED / LED; LED / QTH; LED / PAC; PAC / PAC; PAC / QTH; PAC / LED) sobre los valores de resistencia de unión tanto del adhesivo

utilizado (Adper Single Bond) así como también de la resina utilizada Filtek Z250 y el adhesivo Adper Single Bond. Se observó que, al comparar los diferentes tipos de longitud de onda entre las lámparas, la unidad LED tuvo mayores de intensidad dentro de una banda espectral estrecha; concluyendo que la potencia de la lámpara no es la responsable de la calidad de la adhesión dentinaria, sino más bien la salida espectral de la unidad de polimerización y su interacción con el fotoiniciador (13).

La emisión de luz utilizada en la lámpara de fotopolimerización LED Elipar es aproximadamente 465nm, muy próximo al pico máximo de absorción de la alcanforquinona (12). El grupo de trabajo atribuye los resultados de este estudio a la capacidad de la lámpara Elipar de obtener un haz de luz homogéneo justo en la longitud de onda en la cual la alcanforquinona es absorbida. Mientras VALO mostró espectros de doble pico alrededor 400 nm y entre 440 y 470 nm (14).

También un sistema adhesivo puede utilizar fotoiniciadores alternativos, los cuales tienen un pico de absorbancia por debajo de 420 nm (15). Es por esta razón que se han desarrollado lámparas que utilizan una combinación de LEDs, con diferentes espectros que cubrirá tanto la longitud de onda necesaria para la CQ como longitudes de onda por debajo de 420nm (13).

El estudio de Rocha y col, comprobó que para los compuestos que contienen alcanforquinona asociado con fotoiniciadores alternativos como EDMAB, TPO e Ivocerin las unidades poliled como VALO Cordelss que presentan longitudes de onda entre rangos de 380 -495nm tienen un mayor grado de conversión, pero solo en la parte superior de la restauración y que los fotoiniciadores de absorción de longitud de onda más bajos no fueron efectivos en áreas más profundas (16).

Otros factores relacionados al grado de conversión de los materiales dentales están relacionados a las características de la unidad de fotopolimerización (LCU): Intensidad, duración de la exposición a la luz, longitudes de onda, tipo de guía de luz y distancia entre la punta guía. (17) La salida de una LCU dental generalmente se expresa como un único valor de intensidad, en el que la potencia y la longitud de onda están uniformemente distribuidas a través de la punta de la luz. Si no hay homogeneidad en el haz de luz, afectaría la polimerización del material debido a que se presentarían diferentes patrones de fotopolimerización, por lo tanto, habría diferentes propiedades mecánicas a lo largo del material dental lo que causará una disminución sobre los valores de resistencia de unión (18).

En un estudio de Michaud y col., se examinó la intensidad y longitud de onda de unidades de fotopolimerización de una led, con un rango de 430 - 490 nm y de varias leds, con un rango 380 -510 nm, con el objetivo de describir la distribución a través de la punta emisora de una lámpara de polimerización. Se comprobó que al revisar el perfil de haz y las longitudes de onda de las diferentes unidades, las lámparas poliled al tener diferentes LEDs ampliamente separados causó una disminución tanto en la intensidad como en la longitud de onda recibida por diferentes ubicaciones en la restauración (19).

En este estudio, independientemente de su composición hubo mayor resistencia de unión al utilizar una fuente de luz uniled, que en las poliled. Algo similar nos muestra el estudio RICHARD B.T y col, que midió las distribuciones de irradiancia y los grados de uniformidad en los extremos de las LCU representativas de QTH, PAC y LED en dos longitudes de onda de emisión (G-Light, Bluephase G2 , VALO y Bluephase 16i) que son dentro de las bandas de absorción de los fotoiniciadores Lucirin TPO y CQ, respectivamente. Se tuvo como resultado que,

la fuente de luz uniled permitió un mayor grado de absorción de la alcanforquinona, contrario a la unidad poliled, que tuvo un amplio espectro (20).

VI. CONCLUSIONES

De este estudio se concluye, que los valores de resistencia de unión al microcizallamiento en esmalte de los adhesivos con monómeros funcionales son dependientes del tipo de fuente de luz para activación, y no de su monómero funcional.

VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Duddu MK, Muppa R, Panthula P, Srinivas NCh. Comparison of shear bond strength and micro-leakage of three commercially available seventh generation bonding agents in primary anterior teeth: an in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2015 Apr-Jun;33(2):116-21.
2. Perdigão J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am.* 2007 Apr;51(2):333-57.
3. Perdigao J, Edward J, Swift J. Universal adhesives. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 2015; 27(6) : 331 -334.
4. Nikaido T, Ichikawa C, Li N, Takagaki T, Sadr A, Yoshida Y, Suzuki K, Tagami J. Effect of functional monomers in all-in-one adhesive systems on formation of enamel/dentin acid-base resistant zone. *Dent Mater J.* 2011;30(5):576-82.
5. Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hanabusa M, Matsumoto T, Momoi Y. X-ray diffraction analysis of three-dimensional self-reinforcing monomer and its chemical interaction with tooth and hydroxyapatite. *Dent Mater J.* 2012;31(4):697-702.
6. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et. Al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res* 2004; 83: 454-458
7. Benhaz E, Safarcherati H, Vaezi A. Hardness Evaluation of Composite Resins Cured with QTH and LED. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2014 ; 8(1): 40–44.
8. Theobaldo J, Baggio F, Pavesi N, Nunes D, Liporoni P, Catelan A. Efecto de la unidad de precalentamiento y fotopolimerización sobre las propiedades fisicoquímicas de un compuesto de relleno a granel. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2017; 9: 39-43.
9. Ogunyinka A, Palin W, Shortall A, Marquis P. Photoinitiation chemistry affects light transmission and degree of conversion of curing experimental dental resin composites. *Journal Dental Materials ;* 2007;23: 807–13.
10. Barszczewska I, Gibas M, Kurkok M. Evaluation of the network parameter in aliphatic poly by dynamic thermal analysis. *Polymer.* 2000; 41: 3129-35.
11. Bae JH, Cho BH, Kim JS, Kim MS, Lee IB, Son HH, Um CM, Kim CK, Kim OY. Adhesive layer properties as a determinant of dentin bond strength. *J Biomed. Mater Res B Appl Biomater.* 2005 Aug;74(2):822-8.
12. Nomoto R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. *Dent Mater J.* 1997 Jun;16(1):60-73.
13. D'Alpino PH, Wang L, Rueggeberg FA, Svizero NR, Pereira JC, Pashley DH, Carvalho RM. Bond strength of resin-based restorations polymerized with different light-curing sources. *J Adhes Dent.* 2006 Oct;8(5):293-8.
14. Watanabe H, Kazama R, Asai T, Kanaya F, Ishizaki H, Fukushima M, Okiji T. Efficiency of dual-cured resin cement polymerization induced by high-intensity

- LED curing units through ceramic material. *Oper Dent.* 2015 Mar-Apr;40(2):153-62.
15. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring--a review. *Dent Mater.* 2011 Jan;27(1):39-52.
 16. Rocha MG, de Oliveira D, Correa IC, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti M, Ferracane JL, Correr AB. Light-emitting Diode Beam Profile and Spectral Output Influence on the Degree of Conversion of Bulk Fill Composites. *Oper Dent.* 2017Jul/Aug;42(4):418-427.
 17. Torno V, Soares P, Martin J, Mazur R, Souza E, Vieira S. Effects of irradiance, wavelength, and thermal emission of different light curing units on the Knoop and Vickers hardness of a composite resin. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 2008; 85:166–71.
 18. Sampaio CS, Atria PJ, Rueggeberg FA, Yamaguchi S, Giannini M, Coelho PG, Hirata R, Puppim-Rontani RM. Effect of blue and violet light on polymerization shrinkage vectors of a CQ/TPO-containing composite. *Dent Mater.* 2017Jul;33(7):796-804.
 19. Michaud PL, Price RB, Labrie D, Rueggeberg FA, Sullivan B. Localised irradiance distribution found in dental light curing units. *J Dent.* 2014 Feb;42(2):129-39.
 20. Price RB, Labrie D, Rueggeberg FA, Felix CM. Irradiance differences in the violet (405 nm) and blue (460 nm) spectral ranges among dental light-curing units. *J Esthet Restor Dent.* 2010 Dec;22(6):363-77.

ANEXOS

Variables	Definicion conceptual	Definicion operacional	Tipo	Escala	Valores
Lamparas de polimerización	Las unidades de fotopolimerización visibles (LCU) se usan para curar resinas y otros materiales de restauración que son activadas por luz.	Lamparas con diferentes números de LED	CUALITATIVA	DICOTÓMICA NOMINAL	1. ELIPAR 2. VALO
Adhesivos	Los adhesivos dentales son soluciones de monómeros de resina que se unen a un material restaurador con un sustrato dental después de que los monómeros se establezcan por polimerización	Adhesivos con diferentes monómeros funcionales	CUALITATIVA	DICOTÓMICA NOMINAL	1. PALFIQUE BOND 2. Scotchbond Universal

Microcizallamiento	Las pruebas de resistencia adhesiva más comúnmente empleadas son los ensayos de tracción y cizallamiento	-----	CUANTITATIVA	Continua	Megapascales
--------------------	--	-------	--------------	----------	--------------

Tabla 1: División de los grupos según el sistema adhesivo y unidad de curado utilizada.

Fuentes de luz Sistemas adhesivos	VALO	ELIPAR
PALFIQUE BOND	Grupo 1: PB + V (n=11)	Grupo 2: PB + E (n=11)
UNIVERSAL ADHESIVE	Grupo 3: UA + V (n=11)	Grupo 4: UA + E (n=11)

Tabla 2: Media y Desviación estándar en megapascales (Mpa) de dos adhesivos fotopolimerizados con dos lámparas

	VALO	ELIPAR
PALFIQUE	10.49±3.61Aa	12.31±3.54Aa
UNIVERSAL	08.90±3.55Ba	12.84±4.41Aa

Letras mayúsculas diferentes denotan diferencia significativa horizontal

Letras minúsculas diferentes denotan diferencia significativa vertical

Tabla 3: Componentes y empresa de materiales utilizados

Material	Empresa	Composición
Palfique Bond	Tokuyama Dental Corporation	3DSR, ácido fosfórico, di (2-hidroxi propoxi) dimetacrilato de bisfenol A (Bis-GMA), trietilen-glicoldimetacrilato (TEGDMA), 2-hidroxi-etil-metacrilato (HEMA), canforquinona, alcohol y agua purificada
Scotchbond Universal	3MESPE	MDP, resinas de dimetacrilato, 2-hidroxi-etil-metacrilato (HEMA), copolímero Vitrebond, diferentes iniciadores, silano, etanol y agua
Detarfar	Eufar	Silicato de aluminio y excipientes (no contiene flúor)