



**Universidad Autónoma de Querétaro**

**MICRODUREZA SUPERFICIAL A DIFERENTES  
DISTANCIAS DE FOTOPOLIMERIZACIÓN CON LUZ  
LED SOBRE LAS RESINAS DE BAJA  
CONTRACCIÓN FILTEK BULK FILL DE 3M ESPE y  
TETRIC EVOCERAM BULK FILL DE IVOCCLAR**

**Tesis**

Que como parte de los requisitos  
para obtener el Diploma de la

**ESPECIALIDAD EN REHABILITACIÓN BUCAL**

Presenta:

M.E. Luis Fernando Martínez Escanamé Santos

Dirigido por:

C.D.E.P.I. Yazmín Morales Soto

Universidad Autónoma de Querétaro  
Facultad de Medicina  
Especialidad en REHABILITACIÓN BUCAL

“Microdureza superficial a diferentes distancias de fotopolimerización con luz LED sobre las resinas de baja contracción filtek bulk fill de 3M ESPE y tetric evoceram bulk fill de Ivoclar”

**Tesis**

Que como parte de los requisitos para obtener el Diploma de la  
Especialidad en REHABILITACIÓN BUCAL

**Presenta:**

M.E. Luis Fernando Martínez Escanamé Santos

**Dirigido por:**

C.D.E.P.I. Yazmín Morales Soto

C.D.E.P.I Yazmín Morales Soto	_____
Presidente	
E.O.R José Antonio Guerrero Guzmán	_____
Secretario	
L.O.E.R.B. Abel Tavares de la Cruz	_____
Vocal	
Dr. Daniel Alejandro Montalván Aguilar	_____
Suplente	
C.D.E.P. Lizbeth del Carmen Serrano	_____
Hernández	
Suplente	

Centro Universitario, Querétaro, Qro.

## Resumen

**Resumen:** Las resinas compuestas de baja contracción denominadas Bulk Fill son uno de los materiales dentales más utilizados por el odontólogo para realizar reconstrucciones dentales, ya que permiten incrementos de 4 a 5 mm, dichas reconstrucciones pueden realizarse en cavidades muy profundas, por lo cual la distancia de la lámpara de fotopolimerización hacia el material puede sobrepasar los 4 mm comprometiendo las propiedades físicas como la microdureza superficial durante la fotopolimerización

**Objetivo:** Determinar cuál distancia de fotopolimerización (0, 2, 4 o 6 mm) con luz LED proporciona mayor microdureza superficial de las resinas Filtek Bulk Fill (3M ESPE) y la resina Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar).

**Materiales y métodos:** Se realizaron 80 muestras cilíndricas de resina de baja contracción, se dividieron en 2 grupos de 40 cilindros con las dimensiones de 4 mm de longitud y 5 mm de diámetro denominados grupo A (3M) y grupo B (Ivoclar), los cuales el grupo A y el grupo B se subdividieron en cuatro grupos de 10 muestras cada uno con las diferentes distancias en las que fueron fotopolimerizadas las resinas (0 mm, 2 mm, 4 mm y 6 mm).

**Resultados:** Realizando una comparación en el grupo A de la distancia de 0 mm con 2, 4 y 6 mm., se presentó una diferencia significativa en microdureza superficial, sin embargo, entre la distancia de 2 mm con 4 y 6 no se presentó ninguna diferencia significativa. Realizando las mismas comparaciones dentro del grupo B, los resultados fueron los mismos, a excepción de la comparación de 2 con 6 mm la diferencia si fue significativa. Al comparar el grupo A con el grupo B, solo se encontró diferencia significativa en una distancia de 6 mm.

**Conclusiones:** La resina de baja contracción Filtek Bulk Fill de 3M ESPE no presentó ninguna diferencia significativa entre las distancias de 2, 4 y 6 mm en comparación con la resina Tetric EvoCeram de Ivoclar, tomando esto en cuenta podríamos concluir que la resina de 3M presenta un mejor rango de seguridad, debido a que a la distancia de 6 mm de fotopolimerización siguió presentando

valores de microdureza superficial similares que fotopolimerizada a una distancia de 2 mm

**Palabras clave:**

Resinas compuestas, microdureza superficial, lámpara LED, distancia de fotopolimerización.

## Summary

**Introduction:** Low shrinkage composite resins called Bulk Fill are one of the dental materials most used by the dentist to perform dental reconstructions, since they allow increments of 4 to 5 mm, these reconstructions can be performed in very deep cavities, therefore the distance of the light curing lamp towards the material may exceed 4 mm, compromising physical properties such as surface microhardness during light curing

**Objective:** To determine which photopolymerization distance (0, 2, 4 or 6 mm) with LED light provides greater surface microhardness of Filtek Bulk Fill resins (3M ESPE) and Tetric EvoCeram Bulk Fill resin (Ivoclar).

**Materials and methods:** 80 cylindrical samples of low-shrinkage resin were made that were divided into 2 groups of 40 cylinders with the dimensions of 4 mm in length and 5 mm in diameter called group A (3M) and group B (Ivoclar) of the which group A and group B were subdivided into four groups of 10 samples each with the different distances in which the resins were photopolymerized (0 mm, 2 mm, 4 mm and 6 mm).

**Results:** Making a comparison in group A of the distance of 0 mm with 2, 4 and 6 mm, there was a significant difference in superficial microhardness, however, between the distance of 2 mm with 4 and 6 there was no significant difference. Making the same comparisons within group B, the results were the same, except for the comparison of 2 with 6 mm, the difference was significant.

**Conclusions:** The 3M ESPE Filtek Bulk Fill resin did not show any significant difference between the distances of 2, 4 and 6 mm compared to the Ivoclar Tetric Evoceram resin, taking this into account we could conclude that the 3M resin presents a better safety range, since at a distance of 6 mm of photopolymerization it continued to present values of surface microhardness similar to that light-cured at a distance of 2 mm.

**Keywords:** Composite resins, surface microhardness, LED lamp, photopolymerization distance.

## **Dedicatorias**

Dedico mi tesis a mis padres, hermanos, mi familia y amigos que siempre estuvieron a mi lado apoyándome y alentándome a seguir a delante a pesar de lo difícil que pueda llegar a ser cada proyecto, sin su ayuda no podría ser la persona que soy en estos momentos y por lo cual estaré siempre agradecido con ustedes.

A mis maestros que siempre me motivaron, exigieron y enseñaron durante toda mi formación profesional, siempre los voy a admirar y respetar por compartir su conocimiento conmigo; a mis compañeros que demostraron ser amigos en los que puedo contar.

## **Agradecimientos**

Deseo expresar mi agradecimiento en especial a mi directora de tesis, la doctora Yazmín Morales Soto por el aprendizaje obtenido durante clínica, clases y en todo el transcurso de la especialidad.

Al doctor Rodrigo Correa por su ayuda durante la realización de la tesis, revisando a detalle el proyecto y la presentación de este.

Al doctor Rubén Domínguez por su asesoramiento en los procesos de laboratorio.

A los doctores José Antonio Guerrero, Abel Tavares, Rosa María Sánchez, Joshua Valdez y Liz Serrano por sus consejos, enseñanzas y prácticas durante la especialidad.

## Índice

Resumen.....	III
Summary.....	V
Dedicatorias .....	VI
Agradecimientos .....	VII
Abreviaturas.....	X
I. Introducción .....	1
II. Antecedentes.....	7
III. Hipótesis .....	11
IV. Objetivos.....	12
V. Material y métodos.....	13
VI. Resultados.....	20
VII. Discusión .....	23
VIII. Conclusiones .....	26
IX. Propuestas.....	27
X. Bibliografía .....	28
XI. Anexos.....	31



## Índice De Tablas, Gráficas y Figuras

Tabla 1 .....	3
Tabla 2 .....	4
Tabla 3 .....	22
Figura 1.....	14
Figura 2.....	15
Figura 3.....	15
Figura 4.....	16
Figura 5.....	17
Figura 6.....	17
Figura 7.....	18
Figura 8.....	18
Gráfica 1.....	20
Gráfica 2.....	21
Gráfica 3.....	22

## Abreviaturas

$\mu\text{m}$ : micrómetros

ANOVA: análisis de la varianza

Bis-GMA: bisfenol glicidil metacrilato

cm: centímetro

$\text{cm}^2$ : centímetro cuadrado

HV: dureza Vickers

$\text{J}/\text{cm}^2$ : Julios sobre centímetro cuadrado

mm: milímetro

mW: megavatios

m-1: metro a la potencia menos uno

LED: diodo emisor de luz

PPD: 1-fenil-1,2-propandiona

TEGDMA: dimetacrilato de trietilenglicol

TPO: 4-dimetilaminobenzoato de etilo y óxido trimetilbenzoil-fosfina

UDMA: dimetacrilato de uretano

## I. Introducción

Las resinas compuestas son restauraciones directas a base de polímeros con aspectos cromáticos similares a un órgano dentario, este material fue desarrollado en 1962 al combinar dimetacrilatos (resina epóxica y ácido metacril) con polvo de cuarzo silanizado con la finalidad de sustituir la amalgama dental (Bowen, 1963). Este material consiste en 3 componentes: matriz resinosa (contenido orgánico), relleno (contenido inorgánico) y un órgano-silano o agentes de unión entre la resina orgánica y el relleno inorgánico, cuya molécula en su composición química posee dos extremos, uno con grupos silánicos, los cuales son la unión iónica con óxido de sílice ( $\text{SiO}_2$ ) y en el otro extremo se encuentran los grupos metacrilatos (unión covalente con la resina)(Hamlin et al., 2016).

La matriz resinosa está compuesta por monómeros con enlaces químicos mono, di o tri funcionales para la formación de Bis-GMA (bisfenol glicidil metacrilato). EL Bis-GMA por su naturaleza química es un componente viscoso y difícil de manipular, para solucionar este problema se le agregó monómeros de cadena corta como TEGDMA. El agregar o modificar la cantidad de diferentes monómeros puede alterar ciertas características químicas y mecánicas de la resina compuesta, por ejemplo si es menor el contenido de Bis-GMA y mayor el contenido de TEGDMA, la resina compuesta presentara mayor contracción durante la polimerización (F. Gonçalves et al., 2008), otro ejemplo sería si se sustituye el Bis-GMA por TEGDMA se incrementa la resistencia tensil, pero se reduciría la fuerza flexural del material(Zimmerli et al., 2010). Las resinas compuestas también contienen un sistema iniciador de la polimerización de los radicales libres compuesto por alfa-dicetona (canforoquinona)(Cadenaro et al., 2019).

El relleno del composite les brinda a las resinas compuestas propiedades físicas y mecánicas, está compuesto por cuarzo, cerámica y sílice. Al incrementar el relleno de una resina compuesta se reduce la contracción de polimerización, el coeficiente de expansión lineal y la absorción de agua, por otra parte se incrementan las fuerzas de compresión, módulo de elasticidad y la resistencia al

desgaste(Zimmerli et al., 2010). El contenido del relleno de un composite puede estar determinado por su forma y se clasifica por sus diferentes tipos de partículas (**Tabla 1**).

Se sabe que todas las resinas compuestas necesitan un acondicionamiento dental previo para poder adherirse a un órgano dental, este acondicionamiento se realiza reduciendo la humedad de la superficie de dicho órgano, luego se realiza la técnica de grabado total o selectivo, posteriormente se coloca un primer y adhesivo para poder colocar la resina dental, esta resina dental pasará por un proceso de polimerización llamado grado de conversión (Hamlin et al., 2016).

El grado de conversión de un material resinoso es la reacción química que se da durante la polimerización, donde dobles enlaces de carbono (monómeros) se desdoblán convirtiéndose en una sola cadena de carbono (polímeros), esta reacción es activada por una lámpara de luz LED o halógena en las resinas fotopolimerizadas. Entre mayor sea la profundidad de luz en la polimerización mejor será su grado de conversión y el material presentará mejores propiedades físicas (Cadenaro et al., 2019). Estudios confirman que el grado máximo de conversión de diferentes sistemas de monómeros aumenta en el siguiente orden: Bis-GMA < Bis-EMA < UDMA < TEGDMA (Abed et al., 2015). El Bis-GMA presenta un grado de conversión de 55 a 65 %, es decir que este porcentaje representa a los grupos de metacrilatos del material que fueron polimerizados, así mismo es importante realizar un correcto procedimiento de fotopolimerización en un rango de onda de la lámpara de 400-500 nm para tener la menor cantidad de monómeros libres (Abed et al., 2015).

Sin embargo, la contracción de las resinas compuestas convencionales es proporcional al grado de conversión, es decir a mayor grado de conversión mayor será la contracción de nuestro composite, dicho efecto puede crear espacios entre la preparación cavitaria y el material restaurativo ocasionando fallas adhesivas (Yoshikawa et al., 2013).

La técnica por incrementos de 2 mm es empleada para la colocación de resinas compuestas convencionales, se utiliza para garantizar la penetración de luz, lograr un grado de conversión eficiente de las resinas compuestas y minimizar la

contracción junto con el estrés del material que ocurre durante la polimerización (Sakaguchi et al.,1992). El uso de las resinas compuestas convencionales en cavidades dentales profundas llega a consumir más tiempo en la consulta dental ya que se tiene que realizar dicha técnica para minimizar el fenómeno de contracción (Hamlin et al., 2016).

<b>Relleno</b>	Macro-relleno (> 10 µm)	Micro-relleno (0.01–0.1 µm)	Micro-relleno complejo	Micro-relleno complejo
<b>Tipo de composite</b>	Composite de Macro-relleno	Composite Hibrido	Composite de micro-relleno homogénea	Composite de micro-relleno no homogénea
<b>Propiedades</b>	+Propiedades físicas  +Radio opacidad  -Pulido  -Resistencia al desgaste	+Radio opacidad  +Pulido  +Propiedades físicas  -Contracción a la polimerización	+Pulido  -Resistencia al desgaste  -Absorción de agua  - Radio opacidad  -Contracción a la polimerización	+Pulido  +Estética  -Propiedades físicas
<b>Función</b>	Ya no están en uso	Cualquier tipo de restauración	Restauraciones pequeñas clase V	Restauraciones pequeñas clase V

*Tabla 1 Tipos de relleno de una resina compuesta donde (+) significa más, (-) significa menor y (>) significa mayor (Phillips Ciencia de los Materiales Dentales (11ª Ed.) K.J. Anusavice.*

Sin embargo, las casas comerciales han introducido al mercado resinas de baja contracción, (Bulk Fill) las cuales se utilizan para obturar preparaciones cavitarias profundas sin incrementos. Estos composites se sintetizan con fotoiniciadores especiales como el PPD y el TPO que pueden superar la profundidad de fotopolimerizado estándar, permitiendo una fotopolimerización en cavidades de 4 y 5mm de profundidad, dependiendo del fabricante (Bakhsh et al. 2016), también se les incremento la translucidez, lo cual permite una mayor penetración de luz y una polimerización más profunda, el relleno de este material presenta menor fuerza de contracción a la polimerización en comparación con las resinas convencionales,

este relleno también presenta componentes a base de cerámicas con partículas nanométricas que los hacen más resistentes a desgastes abrasivos (Benetti et al., 2015). Estos componentes se muestran según los fabricantes en la (tabla 2).

Nombre del Material	Marca comercial	Color	Fotoiniciadores / coiniadores	Monómeros	Relleno
Tetric Evo Ceram Bulk Fill	Ivoclar Vivadent R72542	IVA	Óxido de acilfosfina, Camforquinona, Derivado de dibenzoilgermanio Ivocerin	Bis-GMA • Bis-EMA • UDMA • 19.7% en peso de matriz orgánica	Rellenos de prepolímero 17%, Relleno de vidrio de bario, fluoruro de iterbio y rellenos de óxido de mezcla esférica 62.5%, 60vol%
Filtek Bulk Fill Posterior	3M ESPE	A2	N/A	AUDMA, UDMA y 1, DDDMA	Cerámica silanizada  Partículas de trifluoruro de iterbio  Sílice  75–85wt%•60vol%

*Tabla 2 Resinas de baja contracción utilizadas (información adquirida de la ficha técnica del fabricante)*

El desgaste por indentación o abrasivo es definido como el desgaste debido a la penetración de partículas duras o asperezas superficiales de un cuerpo de oposición duro en la superficie de un cuerpo sólido más suave en contacto por deslizamiento. El desgaste abrasivo de los materiales ocurre cuando partículas muy grandes actúan como abrasivo causando el desprendimiento de grandes cantidades de material, este tipo de desgaste se puede clasificar en, abrasión de alto esfuerzo y abrasión de bajo esfuerzo; el desgaste abrasivo de alto esfuerzo se caracteriza por la fractura de las partículas abrasivas durante el proceso de desgaste, mientras que, en el desgaste de bajo esfuerzo, las partículas abrasivas no se fracturan.

Algunos factores importantes que influyen la cantidad de desgaste abrasivo en la práctica son las propiedades del material y los factores microestructurales que estos presentan (Gibson, 2014).

La microdureza superficial es una de las propiedades mecánicas más importantes para comparar los materiales restaurativos y se define como la resistencia a la penetración o indentación permanente (Anusavis., 2013). La dureza de un material se debe tener en cuenta, especialmente cuando se colocan en grandes áreas sometidas a fuerzas masticatorias (Galvão et al., 2013). La microdureza sustancial de la superficie de la restauración es un requisito mecánico contra el desgaste abrasivo, especialmente en las áreas posteriores que soportan tensión durante la masticación, es decir entre mayor dureza superficial presenta un material dental, se considera más resistente a este tipo de desgaste. (Abed et al., 2015).

Por otro lado, la energía de la luz emitida por la lámpara de fotopolimerización disminuye drásticamente cuando esta se transmite a través de una resina compuesta, entre más alejado se encuentre el material de la fuente de luz habrá una disminución gradual en el grado de conversión de la resina compuesta. Una disminución del grado de conversión compromete las propiedades físicas e incrementa la cantidad de monómeros libres poniendo en riesgo la longevidad de la restauración (Flury et al., 2012).

La selección de una lámpara de fotopolimerización no es una elección simple, ya que estos dispositivos presentan muchas variables en el tipo de fuente de luz, en la salida de la luz y en la configuración de la punta de fotopolimerización. Las lámparas de luz halógena fueron los dispositivos más utilizados por mucho tiempo, estas unidades producen luz ultravioleta y blanca que debe filtrarse para minimizar el calor y garantizar la salida de luz principalmente en la región azul del espectro, la mayor parte de esta energía producida por las lámparas de halógeno se convierte en calor y debe disiparse mediante un ventilador incorporado al dispositivo y no más del 0.5 % de longitud de onda producida es útil para la polimerización (Malhotra et al., 2010).

Hoy en día las lámparas de fotopolimerización introducidas en el mercado son de luz LED con tecnología de emisión de luz a base de diodos, estas lámparas presentan mayor tiempo de vida, menor peso, dimensiones pequeñas y pueden ser inalámbricas (Cadenaro et al., 2019).

Cada lámpara de fotopolimerización presenta su propia potencia de espectro radial y la longitud de onda emitida, debe tener la capacidad de activar los fotoiniciadores que se encuentran en las resinas compuestas, los iniciadores más comunes en las resinas compuestas son las canforoquinonas las cuales tienen un pico de absorción en un rango visible de 468-470 nm (Rueggeberg, 2011). Existen fotoiniciadores alternativos como el PPD y el TPO, los cuales tienen menor pico de absorción que las canforoquinonas, estos fotoiniciadores alternativos tienen un rango de absorción en el espectro ultravioleta visible cerca de los 400 nm. Las lámparas dentales de halógeno presentan un amplio espectro de luz y son capaces de cubrir los picos de absorción de todos los fotoiniciadores pero no tienen la suficiente potencia de irradiación. Sin embargo, hay lámparas de luz LED que presentan un pico único en el poder de espectro reducido que son incapaces de activar materiales que contienen PPD y TPO, ya que su salida de luz presenta una restricción encima de los 420 nm, algunas lámparas dentales con luz LED en el mercado han solucionado este problema agregando los dos sistemas de onda, uno principal con luz azul LED y otro adicional con luz violeta LED con una emisión de luz cerca de 400-410 nm. Estas lámparas llamadas “polywave” presentan una gran potencia para polimerizar todos los fotoiniciadores que actualmente se usan en las resinas dentales (Price et al., 2014).

La irradiación de punta es un parámetro que los fabricantes generalmente usan para describir la fotopolimerización, esta es expresada como potencia por unidad de área ( $\text{mW} / \text{cm}^2$ ) de acuerdo con el estándar ISO 10650 (ISO 2018). Por lo general, una unidad de fotocurado debe tener una salida radiante mínima de 600–1000  $\text{mW} / \text{cm}^2$ . En la práctica clínica esta irradiación puede analizarse mediante un radiómetro dental, por lo general estos dispositivos muestran resultados reproducibles y proporcionan información importante sobre el tiempo extra de la salida de luz. El diámetro del sensor de este dispositivo debe de ser igual o menor



que el de la punta de la luz y el radiómetro debe de estar calibrado específicamente para el tipo de luz que se está evaluando (halógeno o LED)(Cadenaro et al., 2019).

El haz de luz generalmente se dispersa desde el origen de la lámpara hasta la punta de la unidad, generando una distribución no homogénea de la luz, es decir a medida que la punta de la lámpara se aleja de la superficie de la resina, la intensidad de luz y de la potencia de la lámpara disminuye junto con la cantidad de polimerización. En las lámparas de luz halógena cuando la distancia excede los 6 mm, la intensidad de luz se reduce un tercio en comparación de la que se encuentra cerca de la punta. Esta falta de homogeneidad en la luz puede resultar en una polimerización incompleta del material. Por lo tanto se aconseja pasar la fuente de luz alrededor de una restauración grande para poder fotopolimerizar adecuadamente toda la superficie de esta (Malhotra et al., 2010).

En cuanto a la distancia de fotopolimerización, la intensidad de la luz que irradia la superficie de la restauración compuesta es inversamente proporcional a la distancia de la punta del haz de la fibra óptica de la lámpara (Malhotra et al., 2010). Además, para todas las lámparas dentales, la profundidad de polimerización generalmente disminuye a medida que aumenta la distancia desde la punta (Dunne et al., 2008). Idealmente la punta debe de estar a menos de 3 mm del material compuesto para que sea efectiva, para los tonos más oscuros, los incrementos de resina compuesta deben de limitarse a 1 mm de espesor (Rode et al., 2009). La intensidad y la profundidad de polimerización de la lámpara dental disminuyen con el aumento de la distancia, la relación entre estos dos factores y la distancia de fotopolimerización puede no ser similar para todas las lámparas dentales (Aravamudhan et al., 2006).

## **II. Antecedentes**

Sakaguchi en 1992 estudió la intensidad de la longitud de onda de las lámparas dentales cuando eran de halógeno con fotómetros meteorológicos, estas lámparas necesitaban un tiempo de calentamiento de 5 segundos para lograr el 100% m-1 de la intensidad de luz, se demostró que la intensidad de la lámpara disminuía rápidamente en distancias mayores a 2 mm, es decir que a distancias de

2 mm entre la lámpara y la resina el poder máximo era del 93 % m-1, al incrementar la distancia a 4 mm el poder de la lámpara disminuía a un 75 % m-1 del máximo y a una distancia de 6 mm el poder de salida de la lámpara disminuyó a un 59 % m-1 del máximo. Este estudio concluyó que el grosor óptimo de una resina compuesta convencional tenía que ser de 2 mm para garantizar una mayor polimerización y que cuando el haz de luz de una lámpara halógena se encontraba a una distancia de 4 mm de la resina compuesta esta perdía un 25 % de intensidad de luz (Sakaguchi et al., 1992).

En 1996 Martin realizó estudios donde se probó la eficiencia de la luz visible de las lámparas de fotopolimerización de halógeno, concluyendo que las lámparas que presentaban una intensidad de luz igual o menor a 200 mW cm<sup>2</sup> reportaban una fotopolimerización inadecuada en los incrementos de 2 mm de espesor de las resinas compuestas, mientras que las lámparas que presentaban valores entre 201 a 399 mW cm<sup>2</sup> eran consideradas aceptables junto con el tiempo de fotopolimerización, concluyeron que las lámparas de fotopolimerización pierden su eficiencia con el pasar de los años (Martin, 1998).

En el 2001 Kurachi realizó estudios fotopolimerizando resinas compuestas con dispositivos experimentales basados en luz LED, los resultados demostraron que este tipo de dispositivos pueden lograr una fotopolimerización óptima de los materiales dentales. Este estudio concluyó que es necesario poder establecer parámetros de trabajo para poder lograr resultados similares comparados con las lámparas de halógeno tradicionales (Kurachi et al., 2001).

En el 2002 Leonard et al, estudiaron la eficiencia de fotopolimerización de las lámparas con luz LED y de las lámparas con luz halógena, se comparó la microdureza superficial en resinas compuestas fotopolimerizadas con estas distintas fuentes de luz, se reportó que el rango de espectro más efectivo es de 450 a 500 nm para ambas lámparas. El estudio concluyó que las unidades de luz LED requerían tiempos de exposición más largos para fotopolimerizar la resina compuesta (Leonard et al., 2002).

Nevárez Rascón en el 2010 estudió tres lámparas de diferentes fuentes de luz (halógeno, laser y luz LED) sobre una resina compuesta convencional, se evaluó

la micro dureza y la exotermia al curado, se demostró en sus resultados que las lámparas halógenas presentan mayor registro de microdureza respecto a las otras lámparas (luz LED y laser) y que a 2.5 mm de profundidad se registraron los mayores promedios de microdureza significativamente respecto a 3.5 mm de profundidad, mediante el fotocurado en bloque de una resina compuesta (Nevárez Rascón et al., 2010).

En el 2010 Cekic et al, realizaron un estudio *in vitro* del efecto de la distancia de irradiación en la microdureza de las resinas compuestas fotopolimerizadas con diferentes lámparas, concluyendo que las lámparas de alto poder LED son más efectivas que las lámparas de halógeno y las lámparas de plasma, estas lámparas brindaron mejor microdureza al fotopolimerizar las resinas compuestas, también concluyeron que los valores de microdureza disminuían al incrementar la distancia de fotopolimerización (Cekic et al., 2010).

En el 2015 Abed et al, estudiaron el grado de conversión relacionado con la microdureza, se compararon resinas compuestas convencionales en incrementos de 2 mm y resinas compuestas de baja contracción tipo Bulk Fill en incrementos de 4 mm, la conclusión fue que las resinas de baja contracción presentan mayor traslucidez y mejor grado de conversión que las resinas convencionales (Abed, Sabry et al., 2015).

En otro estudio del 2015 Fronza et al, estudiaron el grado de conversión de diferentes resinas de baja contracción en diferentes incrementos (1, 2, 3 y 4 mm), se demostró que el grado de conversión en todas estas resinas no es uniforme en incrementos de hasta 4 mm, las resinas de baja contracción que presentaron dicha homogeneidad en incrementos de 4 mm fueron Surefil SDR Flow de la casa comercial Dentsply y la resina Filtek Bulk Fill de la casa comercial 3M ESPE, así mismo, la microdureza de dichas resinas no se vio afectada ni por el método de colocación ni por los diferentes incrementos que se realizaron, se concluyó que el grado de conversión y la microdureza no presentaban una correlación estadísticamente significativa (Fronza et al., 2015).

En otro estudio del mismo año Ilie Stark, evaluó las propiedades mecánicas de las resinas fluidas de baja contracción con diferentes protocolos de fotocurado,

se utilizaron lámparas poliwave marca VALO de la casa comercial Ultradent, se utilizaron 3 modos de intensidad de poder. Estandar (5, 20 y 40 segundos), intensidad alta (3, 4 y 8 segundos) y modo plasma (3 y 6 segundos) en dos diferentes distancias de exposición (0 y 7 mm), posteriormente se analizaron las propiedades micromecánicas (microdureza) de las 16 distintas muestras. Concluyeron que el protocolo de fotocurado de irradiación de luz estandar a una densidad de energía de  $23.51 \text{ J/cm}^2$  de las resinas fluidas de baja contracción con incrementos de 4 mm presenta un equilibrio entre las propiedades micromecánicas y un tiempo de fotocurado razonable (20 segundos) (Ilie, Stark, 2015).

### **III. Hipótesis**

#### **Hipótesis de trabajo:**

Las resinas Filtek Bulk Fill 3M ESPE y Tetric EvoCeram Bulk Fill Ivoclar no presentaran una diferencia significativa en la microdureza superficial en las diferentes distancias de fotopolimerización (0, 2, 4 y 6 mm)

#### **Hipótesis nula:**

La distancia de 0 mm de fotopolimerización de ambas resinas (Filtek Bulk Fill 3M ESPE y Tetric EvoCeram Bulk Fill Ivoclar) presentará una diferencia significativa en la microdureza comparándolas con las distancias de fotopolimerización de 2, 4 y 6 mm.

## IV. Objetivos

### V. 1 Objetivo

- Determinar cuál distancia de fotopolimerización (0, 2, 4 o 6 mm) con luz LED proporciona mayor microdureza superficial de las resinas Filtek Bulk Fill (3M ESPE) y la resina Tetric EvoCeram Bulk Fill (IVOCLAR).

### V. 2 Objetivos específicos

- Medir la microdureza superficial de la resina Filtek Bulk Fill Regular (3M ESPE) en incrementos de 4 mm después de una fotopolimerización a 0 mm de distancia.
- Medir la microdureza superficial de la resina Filtek Bulk Fill Regular (3M ESPE) en incrementos de 4 mm después de una fotopolimerización a 2 mm de distancia.
- Medir la microdureza superficial de la resina Filtek Bulk Fill Regular (3M ESPE) en incrementos de 4 mm después de una fotopolimerización a 4 mm de distancia.
- Medir la microdureza superficial de la resina Filtek Bulk Fill Regular (3M ESPE) en incrementos de 4 mm después de una fotopolimerización a 6 mm de distancia.
- Medir la microdureza superficial de la resina resina Tetric EvoCeram Bulk Fill Regular (IVOCLAR) en incrementos de 4 mm después de una fotopolimerización a 0 mm de distancia.
- Medir la microdureza superficial de la resina resina Tetric EvoCeram Bulk Fill Regular (IVOCLAR) en incrementos de 4 mm después de una fotopolimerización a 2 mm de distancia.
- Medir la microdureza superficial de la resina resina Tetric EvoCeram Bulk Fill Regular (IVOCLAR) en incrementos de 4 mm después de una fotopolimerización a 4 mm de distancia.
- Medir la microdureza superficial de la resina resina Tetric EvoCeram Bulk Fill Regular (IVOCLAR) en incrementos de 4 mm después de una fotopolimerización a 6 mm de distancia.
- Comparar los resultados obtenidos de la resina Filtek Bulk Fill Regular (3M ESPE) diferentes muestras

## V. Material y métodos

### VI. 1 Tipo de investigación Experimental *in vitro*

### VI. 2 Unidad observacional

80 cilindros de resina que se van a dividir en 2 grupos:

40 cilindros de resina de baja contracción filtek Bulk Fill de la marca (3M ESPE).

40 cilindros de resina de baja contracción Tetric Evoceram Bulk Fill de la marca (Ivoclar).

### V. 3 Material y métodos

#### VI.3.1 Criterios de selección

Especímenes de resina de baja contracción tipo Bulk Fill que cumplieron con las medidas establecidas para las pruebas de microdureza superficial de 5 mm de diámetro x 4 mm de longitud, de las dos resinas seleccionadas Tetric Evoceram Bulk Fill (Ivoclar) y Filtek Bulk Fill de la marca (3M ESPE).

Se excluyeron los especímenes que presentaron burbujas y fracturas al momento de retirarlas del molde.

#### VI.3.2 Variables estudiadas

Microdureza superficial de las resinas de baja contracción Filtek Bulk Fill de la marca 3M ESPE y Tetric Evoceram Bulk Fill de la marca Ivoclar vivadent

### VI. 3 Técnicas e instrumentos

Se realizó la prueba de microdureza superficial de los cilindros en la máquina universal, los datos fueron capturados en el programa Excel.

### VI. 4 Procedimientos

#### a) Preparación de las muestras

Se mandaron realizar un molde de aluminio con un espesor de 4 mm y dos orificios de 5mm de diámetro para poder realizar las muestras.

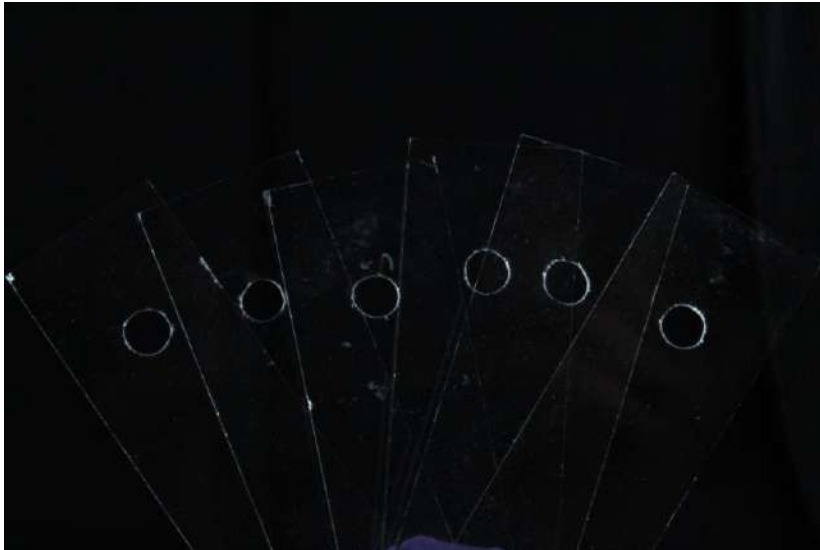
(figura. 1)



*Fig. 1 imagen del molde que se utilizó para crear las muestras estudiadas.*

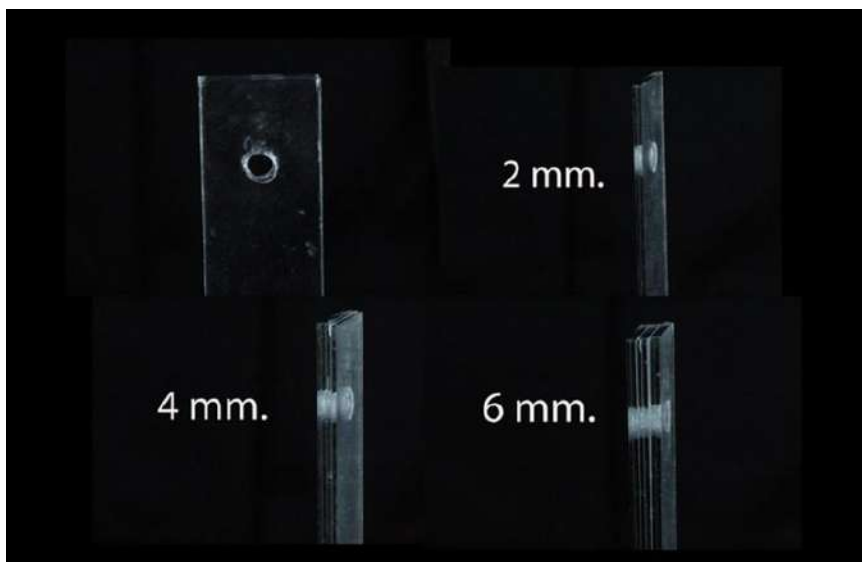


Se utilizaron 6 porta objetos de vidrio con un diámetro de 1 mm los cuales se perforaron con un fresón de bola de diamante para obtener un orificio de 5 mm de diámetro. (figura. 2)



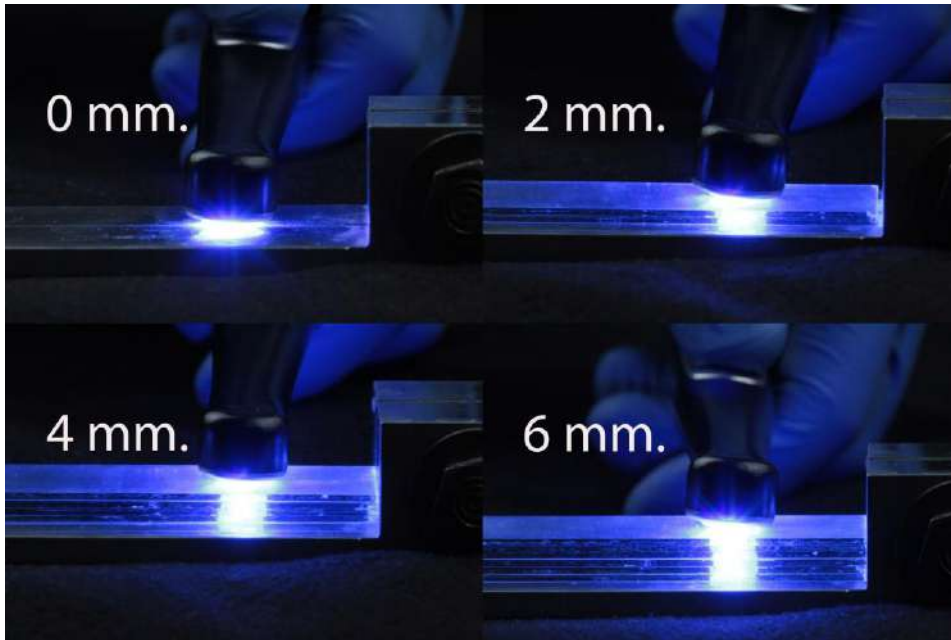
*Fig. 2 fotografía de los portaobjetos perforados con un fresón de carburo número 10.*

Se juntaron los portaobjetos para estandarizar las diferentes distancias de fotopolimerización. (figura. 3)



*Fig. 3 fotografía donde se demuestra cómo se estandarizó la distancia de fotopolimerización.*

Se realizaron 80 muestras divididas a la mitad en 2 grupos, grupo 1: 3M y grupo 2: Ivo. Cada grupo se subdivido en grupos de 4 que representaron las distancias de fotopolimerización de 0, 2, 4 y 6 mm con 10 muestras cada uno, donde se hicieron incrementos de 4 mm, y fueron fotopolimerizados durante 20 segundos cada muestra a  $1600 \text{ mW} / \text{cm}^2$  y un rango de longitud de onda entre 430 y 480 nm con una lámpara Valo de la casa (Ultradent) colocando la lámpara a la distancia respectiva de cada grupo (fig. 4)



*Fig. 4 fotografía recreando como fue el proceso de fotopolimerización con las diferentes distancias (0, 2, 4 y 6mm).*

Este procedimiento se realizó con las 2 resinas compuestas de baja contracción, realizando 10 muestras de cada una de las diferentes distancias de fotopolimerización (0, 2, 4 y 6 mm). Las muestras compuestas en forma de cilindro se recuperaron de los moldes y se marcaron con tinta indeleble del lado donde estuvieron expuestas a la fuente de luz de polimerización, se descartaron las

muestras que no cumplieran las medidas o se rompieran al sacar de los moldes (fig. 5).

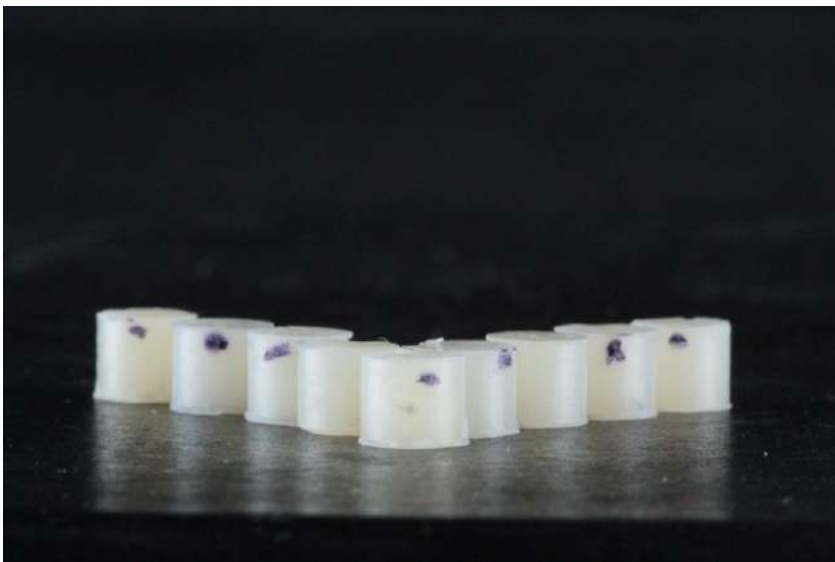


Fig. 5 fotografía donde se muestran las muestras en forma de cilindro con la marca de tinta indeleble del lado que fueron expuestas a la fuente de luz.

posteriormente se almacenaron durante 24 horas en contenedores de vidrio color ámbar con agua destilada a 37 grados centígrados los cuales estaban etiquetados para identificar las diferentes marcas y distancias de polimerización. (figura. 6).



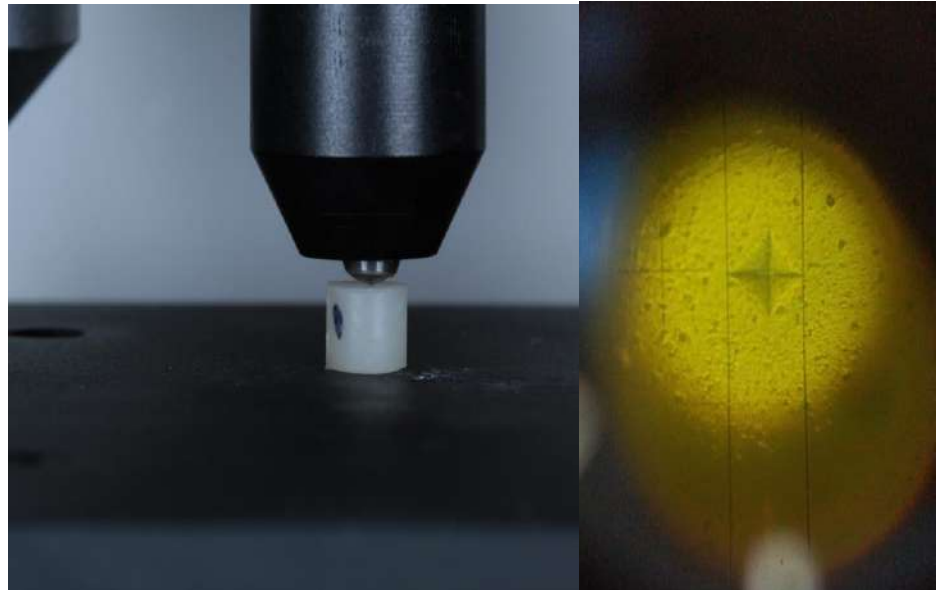
Fig. 6 fotografía donde se muestra el almacenamiento de las muestras en frascos de vidrio color ámbar con agua destilada a 37 grados centígrados.

## b) Test de microdureza superficial

Se colocaron las muestras en la máquina probadora de microdurezas Vickers modelo HV-5 marca CMS METROLOGY para ser sometidas al análisis de microdureza superficial (figura. 7), se realizaron tres indentaciones a cada una de las muestras con una presión de 0.5 kg durante 20 segundos, posteriormente se analizaron las superficies para determinar la dureza vickers (HV) (figura. 8).



*Fig. 7 fotografía de la máquina probadora de microdurezas Vickers modelo HV-5 marca CMS METROLOGY*



*Fig. 8 fotografía donde se muestra cómo se realizó el análisis de microdureza superficial de las muestras con el aparato de pruebas universales.*

## Análisis estadístico

$$HV = \frac{P \text{ (aplicada)}}{A \text{ (huella)}} = \frac{P}{d^2 / 2 \text{sen}\left(\frac{\alpha}{2}\right)} = \frac{2P \text{sen}\left(\frac{\alpha}{2}\right)}{d^2}$$

Donde:

HV= Número de dureza Vickers

P= Carga aplicada (kgf o N)

d= Diagonal Promedio de la huella

$\alpha$  = ángulo entre caras del indentador (136°)

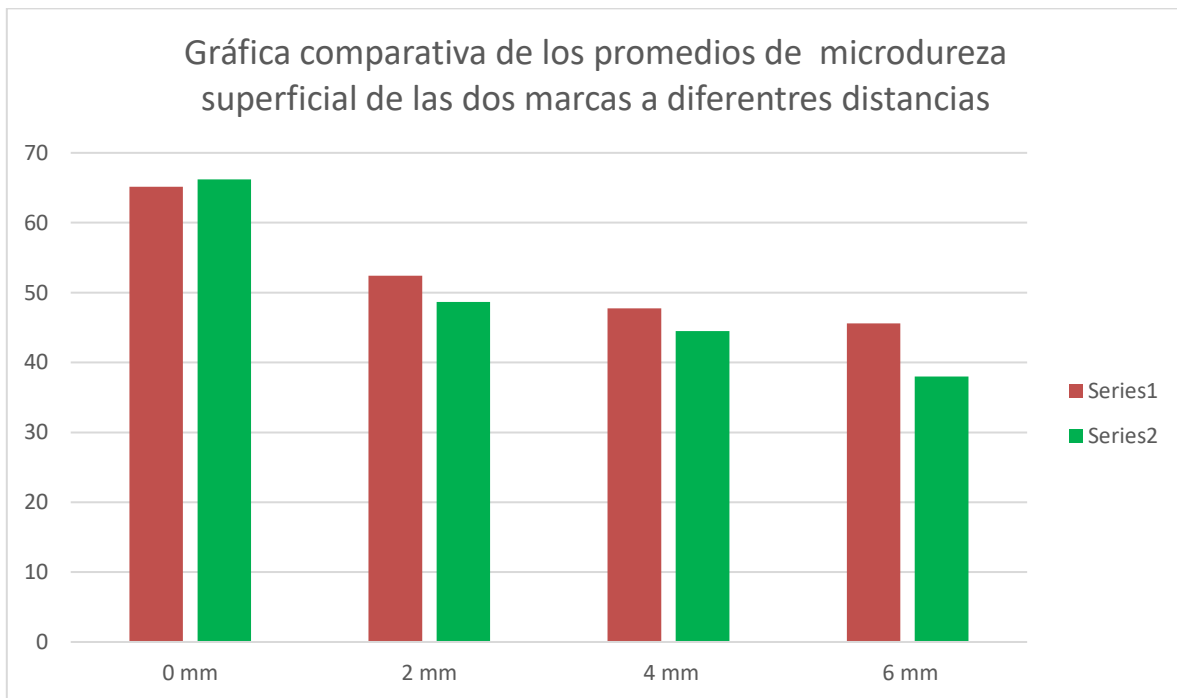
Se realizó la prueba de Kolmogorov, la prueba estadística ANOVA y la prueba de comparación múltiple de Tukey.

## Consideraciones éticas

No aplica.

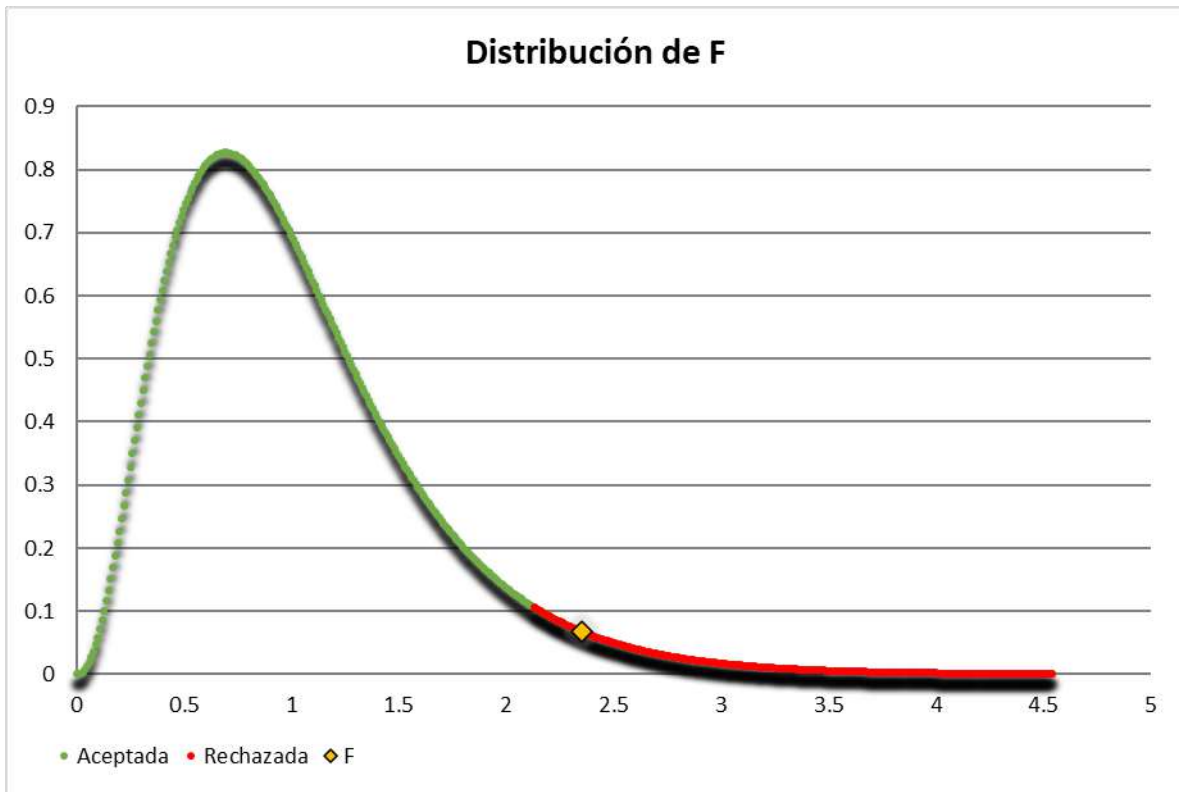
## VI. Resultados

Se obtuvieron los resultados de la máquina probadora de microdurezas Vickers, la resina que presentó mayor microdureza superficial del grupo de 3M fue a 0 mm de distancia con un valor máximo de  $95 \pm 15$  y un valor mínimo de  $46.1 \pm 15$ , la resina que presentó menor microdureza superficial del mismo grupo fue a 6 mm con un valor máximo de  $62 \pm 15$  y un valor mínimo de  $36.4 \pm 15$ , así mismo del grupo de Ivoclar la resina que presentó mayor microdureza superficial fue 0 mm con un valor máximo de  $80.2 \pm 15$  y un valor mínimo de  $46.1 \pm 15$ , la resina que presentó menor microdureza superficial del mismo grupo fue a 6 mm con un valor máximo de  $56.6 \pm 15$  y un valor mínimo de  $30.9 \pm 15$ . Subsecuentemente se promediaron todos los resultados obtenidos durante las pruebas de dureza Vickers demostrados en la gráfica 1.



Gráfica 1. Comparativa de los promedios de dureza Vickers obtenidos de las resinas 3M (rojo serie 1) e Ivoclar (verde serie 2).

Se realizó el análisis de varianza (ANOVA) de Fisher para comparar las medias de los grupos estudiados mostrados en la gráfica 2, dicho análisis determinó que había una diferencia significativa rechazando la hipótesis de trabajo.



Gráfica 2. Gráfica de distribución de Fisher donde la F se encuentra del lado derecho de la gráfica indicando que hay una diferencia significativa.

Posteriormente se realizaron la prueba de estadística ANOVA y la prueba de comparación múltiple de Tukey para saber específicamente en que grupos se encontraban las diferencias significativas (tabla 3), los resultados indicaron lo siguiente:

Los grupos que más presentaron microdureza superficial fueron los de 3M a 0mm e Ivoclar a 0 mm de distancia de fotopolimerización, se demostró que no hay una diferencia significativa entre ellos mismos, no obstante, si mostraron una diferencia significativa entre los demás grupos (3M a 2, 4, 6 mm e Ivoclar a 2, 4 y 6 mm de distancia de fotopolimerización).

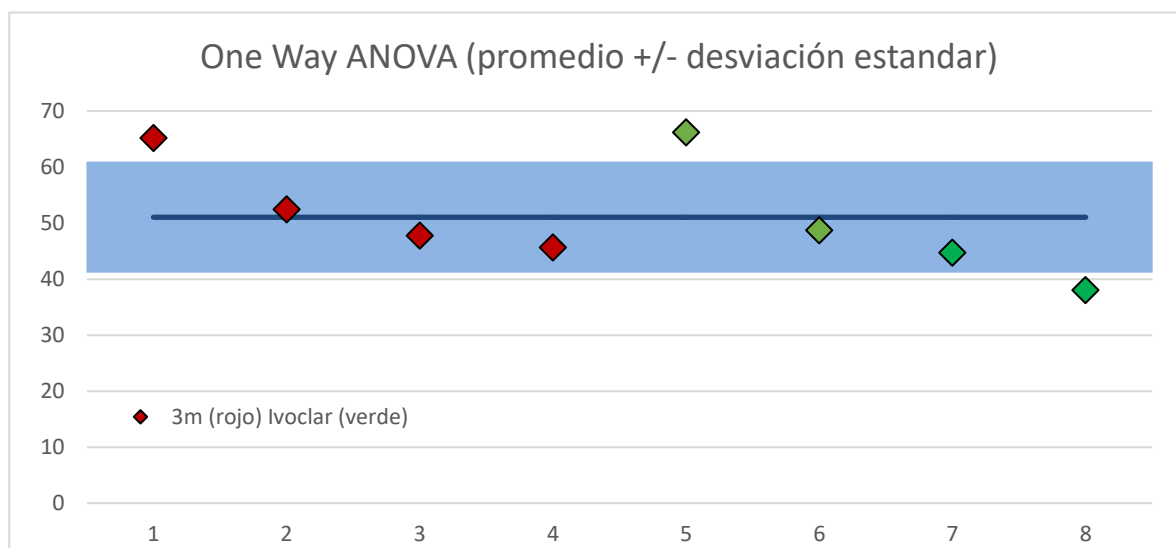
Los grupos de 3M que no presentaron diferencias significativas entre ellos fueron las muestras fotopolimerizadas a las distancias de 2, 4 y 6 mm.

Los grupos de Ivoclar que no presentaron diferencias significativas entre ellos fueron las muestras fotopolimerizadas a las distancias de 2 y 4 mm.

El grupo que presentó menor microdureza superficial fue el de Ivoclar a 6 mm de distancia de fotopolimerización donde solo no hubo una diferencia significativa con el de 3M a 6 mm de distancia de fotopolimerización. Estos resultados se pueden ver expresados en la gráfica 3.

Grupos	3M 2mm	3M 4mm	3M 6mm	Ivo 0mm	Ivo 2mm	Ivo 4mm	Ivo 6mm
3M 0mm	12.72	17.4	19.55	1.03	16.49	20.67	27.16
3M 2mm	0	4.69	6.84	13.75	3.78	7.95	14.45
3M 4mm	4.69	0	2.15	18.44	0.91	3.26	9.76
3M 6mm	6.84	2.15	0	20.59	3.06	1.11	7.61
Ivo 0m	13.75	18.44	20.59	0	17.53	21.7	28.2
Ivo 2mm	3.78	0.91	3.06	17.53	0	4.17	10.67
Ivo 4mm	7.95	3.26	1.11	21.7	4.17	0	6.5

Tabla 3 donde se realizó la prueba ANOVA y posteriormente la prueba de Tukey donde  $P=6.95060711$ .



Gráfica 3. Promedios en rango a la desviación estándar donde los rombos de color rojo representan las muestras de 3M a 0, 2 y 6 mm y los rombos verdes representan las muestras de Ivoclar a 0, 2 y 6 mm en ese mismo orden.



## VII. Discusión

El presente estudio tuvo como finalidad comparar la microdureza superficial de las resinas de baja contracción Filtek Bulk Fill de la marca 3M ESPE y Tetric Evoceram Bulk Fill a diferentes distancias de fotopolimerización.

Desde la introducción del Bis-GMA y las resinas compuestas al pasar de los años han sufrido grandes cambios debido al avance de la tecnología en los materiales dentales, desde disminuciones del tiempo de fotopolimerización de 40 segundos a 5 segundos, y de aplicación de 2 mm a 5 mm de grosor, gracias a estos avances se han desarrollado técnicas donde exponen a las resinas de baja contracción tipo Bulk Fill a diferentes distancias de profundidad en una cavidad dental las cuales antes no eran posibles o difíciles de realizar comprometiendo las propiedades físicas de estas resinas junto con su longevidad (Abed et al., 2015).

Por otro lado la lámpara dental es un instrumento primordial para la colocación de una resina dental de baja contracción, ya que esta es necesaria para poder activar la reacción química de polimerización, así mismo la distancia donde se coloque la lámpara dental de la resina de baja contracción es fundamental, esto determina un mayor grado de irradiación a la cual se va a someter dicho material para garantizar una óptima polimerización y así obtener mejores propiedades físicas como la microdureza superficial (Aravamudhan et al., 2006).

Existen varios métodos para medir la polimerización de una resina compuesta entre los cuales los más utilizados son: 1) el método establecido por las especificaciones de la norma ISO 4049, 2) la prueba para identificar el grado de conversión 3) la prueba de microdureza. Si bien es cierto que el método guiado por las especificaciones de la norma ISO 4049 es la prueba obligatoria para que los fabricantes puedan certificar y recomendar tiempos de fotocuración hay estudios que comprueban que los otros dos métodos han llegado a ser más precisos y fiables por lo cual se optó por realizar la prueba de microdureza superficial (Erickson & Barkmeier, 2019).

La prueba de microdureza superficial ha sido utilizado por diversos estudios con el objetivo de evaluar la calidad de diferentes resinas que han sido sometidas a un proceso de polimerización

En un estudio realizado en el 2016 analizaron la microdureza superficial de la resina Tetric Evoceram Bulk Fill fotopolimerizada a una distancia de 2 mm, posteriormente se le aplicó una carga de .05 kg por 20 segundos obteniendo como resultados una microdureza superficial promedio de 45.6 HV concluyendo que presentaba una microdureza adecuada para el material. (Hajjahmadi, 2016).

En otro estudio similar realizado en el mismo año también se comparó la microdureza superficial de la resina Bulk Fill Tetric Evoceram fotopolimerizada a 2 mm de distancia donde posteriormente se le aplicó una carga de 0.5 kg por 15 segundos obteniendo una microdureza superficial promedio de  $41.8 \pm 5.03$  HV (Bakhsh et al., 2016).

Estos resultados son similares a los que se realizaron en este estudio a la misma distancia de fotopolimerización, anexo XII.1.

En general este estudio mostró que la microdureza superficial de los dos grupos a 0 mm es superior que, a las demás distancias esto puede deberse al grado de dispersión de la fuente de luz (Aravamudhan et al., 2006) aun así, el grupo de 3M mostró mayor consistencia a las distancias de 2, 4 y 6 mm ya que no hubo diferencia significativa entre ellos en comparación con el grupo de Ivoclar, el cual mostró consistencia en las distancias de 2 y 4 mm sin diferencia significativa y el de 6 mm mostró una diferencia significativa.

Analizando las fichas técnicas publicadas por los fabricantes (tabla 2) se sabe que, si bien la forma del relleno es similar, hay diferencias en su tamaño y composición así mismo utilizan diferentes fotoiniciadores y tienen diferente matriz orgánica, se sabe que hay estudios que confirman que la morfología de los rellenos y la carga de estos pueden influenciar de gran manera la microdureza superficial del compuesto de resina (Kyo Han Kim, 2002).

La resina Filtek Bulk Fill de 3M no tiene algún fotoiniciador alternativo o especial, presenta un sistema patentado por ellos llamado "Manejo Inteligente del Radio de Contraste", este sistema controla la refracción del material entre el

componente resinoso y las partículas de relleno aumentando su opacidad durante la fotopolimerización, es decir, al principio el material es muy translúcido y después de la fotopolimerización se vuelve opaco para darle un efecto más estético, así mismo presenta rellenos a base de cerámicas que son sílice aglomerado agregada y no agregada, Zirconio no aglomerado agregado y no agregado y zirconio sílica en nanocluster este relleno le brinda las propiedades físicas ideales.

Por otro lado, la resina Tetric Evoceram de Ivoclar presenta su fotoiniciador patentado “Ivocerin” el cual tienen la capacidad de absorber la longitud de onda de luz en rangos amplios (370 – 460 nm). Este fotoiniciador tiene un pico de absorción de 408 nm lo cual es más bajo que el de una canforoquinona (468-470 nm), pero el 50 % se absorbe a 440 nm en el rango de luz azul (Menees et al., n.d.), además esta resina presenta una alta translucidez la cual facilita la llegada de luz a regiones profundas.

Es importante recalcar que fue un estudio in vitro y se emplearon moldes de aluminio para crear los cilindros, los cuales en comparación de un diente natural no dispersan la luz y por el contrario la absorben, reduciendo la cantidad de fotones disponibles para la activación, para estandarizar la distancia de fotopolimerización se emplearon porta objetos de vidrio perforados, los cuales podrían dispersar la trayectoria de la luz y crear variaciones que realmente no suceden en una situación clínica, (Erickson & Barkmeier, 2019).

## **VIII. Conclusiones**

La resina Filtek Bulk Fill de 3M ESPE no presentó ninguna diferencia significativa entre las distancias de 2, 4 y 6 mm en comparación con la resina Tetric Evoceram de Ivoclar, tomando esto en cuenta podríamos concluir que la resina de 3M presenta un mejor rango de seguridad, debido a que a la distancia de 6 mm de fotopolimerización siguió presentando valores de microdureza superficial similares que fotopolimerizada a una distancia de 2 mm

## **IX. Propuestas**

Se propone que, en estudios posteriores, cuando se realicen los cilindros hay que utilizar moldes que presenten propiedades de traslucidos similares a la dentina para recrear condiciones similares a la clínica. Para estandarizar las distancias de fotopolimerización utilizar materiales que no ayuden a la dispersión del haz de luz de la lámpara, al igual que se utilicen barreras de protección (guantes, lentes, cubre bocas, campo, bata) para evitar que se contaminen

## X. Bibliografía

- Abed, Y.A., H.A. Sabry, and N.A. Alrobeigy. 2015. "Degree of Conversion and Surface Hardness of Bulk-Fill Composite versus Incremental-Fill Composite." *Tanta Dental Journal* 12(2): 71–80. <http://dx.doi.org/10.1016/j.tdj.2015.01.003>.
- Anusavis KJ. Phillips' science of dental materials. 12th ed. Sanders, an imprint of Elsevier Inc.; 2013. p. 63e4.
- Aravamudhan, Krishna, Duane Rakowski, and P. L. Fan. 2006. "Variation of Depth of Cure and Intensity with Distance Using LED Curing Lights." *Dental Materials* 22(11): 988–94.
- Bakhsh, Turki A., Mohammed A. Yagmoor, Fahad M. Alsadi, and Ahmad Jamleh. 2016. "Evaluation of Vickers Hardness of Bulk-Fill Composites Cured by Different Light Sources." *Lasers in Dentistry XXII* 9692(September 2018): 96920J.
- Benetti, A. R. et al. 2015. "Bulk-Fill Resin Composites: Polymerization Contraction, Depth of Cure, and Gap Formation." *Operative Dentistry* 40(2): 190–200.
- BOWEN, R. L. 1963. "Properties of a Silica-Reinforced Polymer for Dental Restorations." *Journal of the American Dental Association* (1939) 66(1): 57–64.
- Cadenaro, Milena et al. 2019. "The Role of Polymerization in Adhesive Dentistry." *Dental Materials* 35(1): e1–22.
- Cekic-Nagas, Isil, Ferhan Egilmez, and Gulfem Ergun. 2010. "The Effect of Irradiation Distance on Microhardness of Resin Composites Cured with Different Light Curing Units." *European Journal of Dentistry* 04(04): 440–46.
- Dunne, Stephen M., and Brian J. Millar. 2008. "Effect of Distance from Curing Light Tip to Restoration Surface on Depth of Cure of Composite Resin." *Primary dental care : journal of the Faculty of General Dental Practitioners (UK)* 15(4): 147–52.
- Erickson, R. L., & Barkmeier, W. W. (2019). Comparisons of ISO depth of cure for a resin composite in stainless-steel and natural-tooth molds. *European Journal of Oral Sciences*, 127(6), 556–563. <https://doi.org/10.1111/eos.12652>
- F. Gonçalves, C.S. Pfeifer, and R.R. Braga J.L. Ferracane. 2008. "In Dimethacrylate Composites." : 367–72.
- Farahat F a , Daneshkazemi AR b , Hajjahmadi Z. The Effect of Bulk Depth and Irradiation Time on the Surface Hardness and Degree of Cure of Bulk-Fill Composite. In *Journal of Dental Biomaterials* (Vol. 3, Issue 3).

Fronza, Bruna Marin et al. 2015. "Monomer Conversion, Microhardness, Internal Marginal Adaptation, and Shrinkage Stress of Bulk-Fill Resin Composites." *Dental Materials* 31(12): 1542–51.

Galvão, Marília Regalado et al. 2013. "Evaluation of Degree of Conversion and Hardness of Dental Composites Photoactivated with Different Light Guide Tips." *European Journal of Dentistry* 7(1): 86–93.

Gibson, R. F. (2014). A review of recent research on nanoindentation of polymer composites and their constituents. In *Composites Science and Technology* (Vol. 105, pp. 51–65). Elsevier Ltd.

Hamlin, N. J., C. Bailey, N. C. Motyka, and K. S. Vandewalle. 2016. "Effect of Tooth-Structure Thickness on Light Attenuation and Depth of Cure." *Operative Dentistry* 41(2): 200–207.

Hamlin, N. J., C. Bailey, N. C. Motyka, and K. S. Vandewalle. 2016. "Effect of Tooth-Structure Thickness on Light Attenuation and Depth of Cure." *Operative Dentistry* 41(2): 200–207.

Kurachi, Cristina, Aparecida M. Tuboy, Daniel V. Magalhães, and Vanderlei S. Bagnato. 2001. "Hardness Evaluation of a Dental Composite Polymerized with Experimental LED-Based Devices." *Dental Materials* 17(4): 309–15.

Kyo Han Kim. (2002). 642 *The journal of prosthetic Dentistry*.

Malhotra, Neeraj, and Kundabala Mala. 2010. "Light-Curing Considerations for Resin-Based Composite Materials: A Review. Part II." *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, N.J. : 1995) 31(8).

Martin, F. Elizabeth. 1998. "A Survey of the Efficiency of Visible Light Curing Units." *Journal of Dentistry* 26(3): 239–43

Menees, T. S., Paul Lin, C., Kojic, D. D., Burgess, J. O., & Lawson, N. C. (n.d.). Depth of cure of bulk fill composites with monowave and polywave curing lights.

Nevárez-Rascón, Alfredo et al. 2010. "Microdureza Profunda En Una Resina Compuesta Fotopolimerizada Por Diferentes Fuentes de Luz." *Revista CES Odontología* 23(2): 25–32.

Price, R. B., A. C. Shortall, and W. M. Palin. 2014. "Contemporary Issues in Light Curing." *Operative Dentistry* 39(1): 4–14.

Rode, Katia M. et al. 2009. "Micro-Hardness Evaluation of a Micro-Hybrid Composite Resin Light Cured with Halogen Light, Light-Emitting Diode and Argon Ion Laser." *Lasers in Medical Science* 24(1): 87–92.

Rueggeberg, Frederick A. 2011. "State-of-the-Art: Dental Photocuring - A Review."

Dental Materials 27(1): 39–52.

Sakaguchi, R. L., W. H. Douglas, and M. C R B Peters. 1992. "Curing Light Performance and Polymerization of Composite Restorative Materials." *Journal of Dentistry* 20(3): 183–88.

Yoshikawa, Takako, Makoto Morigami, Alireza Sadr, and Junji Tagami. 2013. "Acceleration of Curing of Resin Composite at the Bottom Surface Using Slow-Start Curing Methods." *Dental Materials Journal* 32(6): 999–1004.

Zimmerli, Brigitte et al. 2010. "Composite Materials: Composition, Properties and Clinical Applications. A Literature Review." *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin* *Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie*. *Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia / SSO* 120(11): 972–86.



## XI. Anexos

### XII.1 Hoja de recolección de datos de las muestras de 3M ESPE

3M- 0mm	1°indentación	2°indentación	3°indentación
1°muestra	46.1	48.8	47.1
2°muestra	48.5	60.5	53.6
3°muestra	55.5	53.0	50.3
4°muestra	64.1	70.4	75.5
5°muestra	52.8	66.0	63.9
6°muestra	67.4	70.4	75.5
7°muestra	60.3	69.5	65.7
8°muestra	52.4	66.8	59.8
9°muestra	75.5	72.0	89.5
10°muestra	92.7	95.0	86.1
3M- 2mm	1°indentación	2°indentación	3°indentación
1°muestra	46.8	44.2	38.3
2°muestra	45.8	47.8	50.5
3°muestra	50.3	52.0	49.8
4°muestra	47.8	50.1	56.6
5°muestra	59.3	57.7	60.3
6°muestra	60.0	60.5	56.6
7°muestra	59.3	55.3	53.4
8°muestra	55.9	49.9	55.7
9°muestra	53.8	50.7	54.6
10°muestra	45.8	48.5	55.9
3M- 4mm	1°indentación	2°indentación	3°indentación

1°muestra	58.0	42.0	49.0
2°muestra	48.3	40.6	43.8
3°muestra	37.4	35.9	41.1
4°muestra	54.4	48.3	51.3
5°muestra	48.2	45.8	36.1
6°muestra	50.1	54.4	47.2
7°muestra	47.2	51.1	46.6
8°muestra	43.3	50.1	43.3
9°muestra	47.9	47.9	53.1
10°muestra	55.2	56.5	58.5
3M- 6mm	1°indentación	2°indentación	3°indentación
1°muestra	38.2	31.8	37.8
2°muestra	36.4	41.4	45.8
3°muestra	55.2	44.8	59.4
4°muestra	46.6	39.7	49.5
5°muestra	47.9	60.0	62.6
6°muestra	45.8	39.4	42.9
7°muestra	44.8	43.3	54.4
8°muestra	38.9	40.6	42.2
9°muestra	39.7	53.1	44.2
10°muestra	48.3	50.1	43.3

XII.3 IVO-0mm	1°indentación	2°indentación	3°indentación
1°muestra	61.8	67.2	61.8
2°muestra	70.4	70.1	71.0
3°muestra	61.8	72.2	69.5
4°muestra	61.8	72.2	69.5
5°muestra	61.8	66.6	63.5
6°muestra	62.5	72.6	62.0
7°muestra	53.8	58.6	66.3
8°muestra	72.0	75.3	80.2
9°muestra	64.9	54.6	62.3
10°muestra	51.6	75.3	72.5

## XII.2 Hoja de recolección de datos de las muestras de Ivoclar

IVO- 2mm	1°indentación	2°indentación	3°indentación
1°muestra	54.4	50.7	49.0 HV0.5
2°muestra	51.8	48.7	49.5
3°muestra	48.3	51.6	51.8
4°muestra	42.9	43.5	42.3
5°muestra	49.9	52.4	49.0
6°muestra	47.3	47.3	50.9
7°muestra	45.2	51.3	42.1
8°muestra	52.4	43.6	51.6
9°muestra	43.2	51.3	47.8
10°muestra	48.2	51.1	47.2
IVO- 4mm	1°indentación	2°indentación	3°indentación
1°muestra	39.4	43.3	45.2
2°muestra	43.8	44.2	44.2

3°muestra	42.3	43.3	46.8
4°muestra	47.2	51.3	47.2
5°muestra	41.1	41.1	44.8
6°muestra	43.8	43.3	46.8
7°muestra	42.3	45.8	49.0
8°muestra	44.8	46.8	44.2
9°muestra	44.5	43.1	40.7
10°muestra	43.7	44.2	46.5
IVO- 6mm	1°indentación	2°indentación	3°indentación
1°muestra	35.6	32.4	35.9
2°muestra	36.6	33.6	42.3
3°muestra	34.6	40.2	38.2
4°muestra	30.9	37.8	36.6
5°muestra	56.6	40.6	36.5
6°muestra	35.2	37.1	40.6
7°muestra	38.6	31.8	36.6
8°muestra	38.9	38.2	42.2
9°muestra	35.6	37.6	41.8
10°muestra	42.5	38.5	36.2