

**UNIVERSIDAD PRIVADA DE TACNA**  
**FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD**  
**ESCUELA PROFESIONAL DE ODONTOLOGÍA**



**“PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACIÓN DE DOS CEMENTOS DE RESINA  
DUAL INTERPONIENDO BLOQUES DE CERÓMERO DE DIFERENTES  
ESPESORES Y EVALUANDO A DISTINTOS TIEMPOS”**

**Tesis Para Optar El Título Profesional De:**

**CIRUJANO DENTISTA**

**Presentada por:**

**SALAS MAMANI, Katia Verónica**

**Asesor de Tesis: Jorge Montoya Portugal**

**TACNA – PERÚ**

**2018**



## RESUMEN

**Objetivo:** Determinar la profundidad de polimerización de dos cementos de resina dual interponiendo bloques de cerómero a diferentes espesores (2mm, 4mm, 6mm), evaluando inmediatamente y 24 horas después de polimerización.

**Materiales y métodos:** Se utilizó dos cementos de resina dual (ALL-CEM, FGM) y (Variolink-N, IVOCLAR). Se realizó 60 muestras formando dos grupos de 30 fueron divididos en subgrupos de 15, con 05 muestras de cemento de resina dual respectivamente por cada interposición de los bloques de cerómeros con espesores 2mm, 4mm y 6mm. Con el subgrupo de 15 muestras de cemento de resina dual fue medido inmediatamente como lo indica Norma ISO 4049:2009. La prueba se repitió con las siguientes 15 muestras del grupo con la diferencia que fueron medidos 24 horas después. Las muestras fueron expuestas a 40s de fotopolimerización por la Lámpara de luz LED.

**Resultados:** A partir de la interposición del cerómero de 4 mm de espesor, en la evaluación inmediata, sólo el cemento A logró las exigencias de la norma ISO 4049:2009 a diferencia del cemento B presentó un resultado por debajo de lo dictado por la norma. Cuando se comparó los cementos A y B, en la evaluación después de 24 horas con la interposición del bloque de cerómero de 2 mm; los cementos A y B presentaron una coincidencia en el promedio de 3mm. Ambos cementos presentaron mayores promedios en la evaluación después de 24 horas cumpliendo con lo establecido por la norma.

**Conclusiones:** Existen diferencias significativas en la profundidad de polimerización de dos cementos de resina dual interponiendo bloques de cerómero a diferentes espesores (2mm, 4mm, 6mm), evaluando inmediatamente y 24 horas después de polimerización. Y estas diferencias son mayores a medida que aumenta el espesor del bloque de cerómero interpuesto.

**Palabras clave:** Profundidad de polimerización, Cemento de resina dual, Norma ISO 4049:2009.



## SUMMARY

**Objective:** Determine the polymerization depth of two dual resin cements interposing ceromer blocks at different thicknesses (2mm, 4mm, 6mm), evaluating immediately and 24 hours after polymerization.

**Materials and methods:** Two dual resin cements (ALL-CEM, FGM) and (Variolink-N, IVOCLAR) were used. Sixty samples were made forming two groups of 30 were divided into subgroups of 15, with 05 samples of dual resin cement respectively for each interposition of the ceromer blocks with thicknesses 2mm, 4mm and 6mm. The subgroup of 15 samples of dual resin cement was measured immediately as indicated by ISO Standard 4049: 2009. The test was repeated with the next 15 samples from the group with the difference being measured 24 hours later. The samples were exposed to 40s of light-curing by the LED light lamp.

**Results:** The interposition of the 4 mm thick ceromer, in the immediate evaluation, only cement A achieved the requirements of ISO 4049: 2009, unlike cement B, it presented a result below that dictated by the norm. . When cements A and B were compared, in the evaluation after 24 hours with the interposition of the 2 mm ceromer block; the cements A and B presented a coincidence in the average of 3mm. Both cements showed higher averages in the evaluation after 24 hours complying with the provisions of the standard.

**Conclusions:** There are significant differences in the polymerization depth of two dual resin cements interposing blocks of ceromer at different thicknesses (2mm, 4mm, 6mm), evaluating immediately and 24 hours after polymerization. And these differences are greater as the thickness of the intervening ceromer block increases.

**Key Words:** Polymerization Depth, Dual Resin Cement, ISO 4049: 2009 Standard.



## ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.....	6
CAPÍTULO I: EL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN .....	7
1.1. FUNDAMENTACIÓN DEL PROBLEMA.....	7
1.2. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA .....	8
1.3. OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN .....	8
1.3.1. Objetivo General .....	8
1.3.2. Objetivos Específicos.....	8
1.4. JUSTIFICACIÓN.....	9
1.5. DEFINICIÓN DE TÉRMINOS .....	10
CAPÍTULO 2: REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA .....	10
2.1. ANTECEDENTES DE LA INVESTIGACIÓN .....	11
2.2. MARCO TEÓRICO.....	15
2.2.1. CEMENTOS DE RESINA.....	15
2.2.2. COMPOSICIÓN DE LOS CEMENTOS DE RESINA .....	16
2.2.3. CLASIFICACIÓN DE LOS CEMENTOS RESINOSOS .....	18
2.2.4. POLIMERIZACIÓN .....	27
2.2.5. PROFUNDIDAD DE CURADO: NORMA ISO 4049 2009.....	33
2.2.6. FOTOPOLIMERIZACIÓN .....	35
2.2.7. LÁMPARAS DE FOTOPOLIMERIZACIÓN: .....	46
2.2.8. CERÓMEROS .....	52
CAPÍTULO III: HIPÓTESIS, VARIABLES Y DEFINICIONES OPERACIONALES .....	58
3.1. HIPÓTESIS.....	58
3.1.1. Hipótesis De Trabajo.....	58
3.1.2. Hipótesis Nula.....	58
3.2. OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES .....	59
CAPÍTULO IV: METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN .....	60
4.1. DISEÑO .....	60
4.2. ÁMBITO DE ESTUDIO.....	60
4.3. POBLACIÓN Y MUESTRA .....	60
4.3.1. Procedimiento.....	62
4.4. CRITERIOS DE INCLUSIÓN .....	64
4.5. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN .....	64



4.6.	INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS .....	64
CAPITULO VI: RESULTADOS E INTERPRETACIÓN DE DATOS .....		65
6.1.	RESULTADOS DE LA PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACIÓN .....	65
6.1.1.	Resultados De La Profundidad De Polimerización Del Cemento A Dictado Por Norma Iso4049:2009.....	65
6.1.2.	Resultados De La Profundidad De Polimerización Del Cemento B Dictado Por Norma Iso4049:2009.....	66
6.2.	INTERPRETACIÓN DE DATOS .....	67
6.3.	INTERPRETACIÓN DE DATOS DEL CEMENTO A .....	68
6.4.	INTERPRETACIÓN DEL GRÁFICO COMPARATIVO DE MEDIAS DEL CEMENTO A.....	70
6.5.	INTERPRETACIÓN DE DATOS DEL CEMENTO B .....	71
6.6.	INTERPRETACIÓN DE DATOS DEL CEMENTO B COMPARACIÓN DE MEDIAS .....	73
6.7.	INTERPRETACIÓN DEL GRAFICO COMPARATIVO DE MEDIAS DEL CEMENTO A Y B EN LA EVALUACIÓN INMEDIATA.....	74
6.8.	INTERPRETACIÓN DE DATOS DEL GRAFICO COMPARATIVO DE MEDIAS DEL CEMENTO A Y B EN LA EVALUACIÓN INMEDIATA .....	75
6.9.	PRUEBA DE HIPÓTESIS.....	75
6.9.1.	Planteamiento de la hipótesis: .....	76
6.9.2.	Aplicación Del Estadístico .....	76
DISCUSIÓN .....		78
CONCLUSIONES.....		80
RECOMENDACIONES .....		81
ANEXOS .....		89



## **INTRODUCCIÓN**

Los cementos de resina se utilizan frecuentemente en restauraciones estéticas debido a su baja solubilidad, alta resistencia de unión y propiedades mecánicas superiores, todo lo cual contribuye al refuerzo de las restauraciones indirectas. La fotopolimerización del cemento de resina durante la restauración indirecta es un factor importante para obtener las propiedades físicas y biológicas adecuadas. El espesor de la restauración influye directamente en una polimerización correcta.

Factores como el material y espesor de la restauración interpuesta, el tiempo de exposición y la unidad de polimerización utilizada inciden en la cantidad de luz que finalmente será capaz de activar el material de resina subyacente. La cantidad de luz resultante entonces determinará tanto las propiedades mecánicas finales de la resina como una profundidad máxima de polimerización.

Entre las unidades de luz tenemos a la luz LED dentro de las más populares. Esta unidad emite una luz dentro de un rango acotado de longitudes de onda, con una máxima intensidad cercana al pico de activación de la canforquinona (468nm), el iniciador más utilizado en las resinas compuestas fotopolimerizables. Al ser esta la fuente de luz de fotopolimerización uno de los factores que influyen en la profundidad de polimerización de los materiales resinosos fotoactivados, este estudio busca determinar la profundidad de polimerización de dos cementos de resina dual interponiendo bloques de cerómero a diferentes espesores (2mm, 4mm, 6mm), evaluando inmediatamente y 24 horas después de polimerización.



## **CAPÍTULO I: EL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN**

### **1.1. FUNDAMENTACIÓN DEL PROBLEMA**

Con la demanda de restauraciones libres de metal, se introdujeron los cementos de resina. Los cementos de resina dual se desarrollaron con las propiedades de auto polimerización y fotopolimerización.

Su componente de polimerización química está creado para asegurar la polimerización completa en cavidades profundas, mientras que la fotoactivación permite el acabado inmediato después de la exposición al curado.

Sin embargo estudios realizados por Hofmann y Jacobson han demostrado que el mecanismo de autocurado de algunos cementos de curado dual es inadecuado, mientras que Pick B, Gonzaga demostró en un estudio, que se necesita una cantidad suficiente de luz para iniciar el proceso de polimerización de los cementos de resina dual. (1)

Por todo esto me llevó a evaluar, qué cemento de resina dual demuestra la medida de la profundidad de polimerización aceptable siguiendo la norma establecida por la ISO 4049:2009, interponiendo diferentes espesores de cerómero y evaluando a distintos tiempos (inmediatamente y 24 horas después), utilizando una lámpara de luz LED.



## **1.2. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA**

¿Cuáles son las diferencias en la profundidad de polimerización de dos cementos de resina dual interponiendo bloques de cerómero a diferentes espesores (2mm, 4mm, 6mm) y evaluando distintos tiempos (inmediatamente y 24 horas después de polimerización)?

## **1.3. OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN**

### **1.3.1. Objetivo General**

- Determinar la profundidad de polimerización de dos cementos de resina dual interponiendo bloques de cerómero a diferentes espesores (2mm, 4mm, 6mm), evaluando inmediatamente y 24 horas después de polimerización.

### **1.3.2. Objetivos Específicos**

- Identificar la profundidad de polimerización del cemento de resina dual CEMENTO “A” (ALLCEM-FGM) interponiendo bloques de cerómero a diferentes espesores (2mm, 4mm, 6mm), evaluando inmediatamente y 24 horas después de polimerización.
- Distinguir la profundidad de polimerización del cemento de resina dual CEMENTO “B”(VARIOLINK N- IVOCLAR) interponiendo bloques de cerómero a diferentes espesores (2mm, 4mm, 6mm), evaluando inmediatamente y 24 horas después de polimerización.
- Precisar si existe diferencia en la profundidad de polimerización de dos cementos de resina dual A y B (ALLCEM-FGM y VARIOLINK N - IVOCLAR) interponiendo bloques de cerómero a diferentes espesores (2mm, 4mm, 6mm), evaluando inmediatamente y 24 horas después de polimerización.





## **1.4. JUSTIFICACIÓN**

En la elección de cementos resinosos duales, el espesor de la restauración varía de acuerdo a la situación clínica, este juega un papel muy importante en la profundidad de polimerización del agente de cementación de resina dual.

La importancia de estudio es demostrar al odontólogo el grado de profundidad de polimerización de los dos cementos de resina dual sometidos a interposición de bloques cerómero a distintos espesores, evaluando inmediatamente y 24 horas después de polimerizado y cuál de los dos cementos de resina dual tiene el mayor resultado de polimerización. También observar la influencia de la lámpara de luz LED de segunda generación sobre la fotopolimerización de ambos de cementos duales.

Por lo cual este estudio contribuye a conocer qué cemento de resina dual es recomendable así como también saber el resultado más aceptable en la evaluación profundidad de polimerización, según lo establece la Norma ISO 4049:2009, interponiendo diferentes espesores (2mm, 4mm, 6mm) de cerómero y evaluando a distintos tiempos (inmediatamente y 24 horas después, utilizando lámpara de luz LED de segunda generación.



## 1.5. DEFINICIÓN DE TÉRMINOS

- **CEMENTO DE RESINA DUAL:** Los cementos duales son sistemas de dos componentes y requieren una mezcla para la activación química. Esta reacción es muy lenta, lo que proporciona un tiempo de trabajo extenso, hasta que el cemento se expone a la luz, acelerando el tiempo de endurecimiento.

-**PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACIÓN DE NORMA ISO 4049:2009:** La profundidad de curado determina que tan grueso puede ser un cuerpo de resina fotopolimerizable manteniendo al mismo tiempo un nivel de conversión de monómero aceptable (>50%).

-**POLIMERIZACIÓN:** La formación o crecimiento de cadenas a partir de la unión de eslabones. Estos últimos son los monómeros y la cadena, la molécula de polímero. Según la forma en que se produce ese crecimiento se obtienen polímeros de estructura espacial lineal, ramificada o cruzada.

-**MONÓMERO:** Los monómeros son compuestos de bajo peso molecular que pueden enlazarse a otras moléculas pequeñas (ya sea iguales o diferentes) para formar macromoléculas de cadenas largas comúnmente conocidas como polímeros.

-**POLÍMERO:** Se componen de unidades similares o repetitivas de monómeros. Hay sólo unos cuantos tipos de polímeros y cada tipo está formado por una clase de monómero característico.

-**LÁMPARAS LED:** Las lámparas L.E.D (Light Emitting Diode) o diodo emisor de luz. Se basa en un material semiconductor, al cual cuando se le aplica energía eléctrica provoca una recombinación de cargas, y producto de este proceso se libera luz, específicamente se emite una luz azul en el rango de los 440-490 nm, con un pico de 460 nm.

-**CERÓMERO:** Material a base de polímero optimizado por cerámica. Llamado polividrio. Se emplean para la elaboración de incrustaciones, carillas y coronas.

## CAPÍTULO 2: REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA



## **2.1. ANTECEDENTES DE LA INVESTIGACIÓN**

### **H. Jung. Eficiencia de la polimerización de diferentes unidades de fotocurado a través de discos de cerámica. Alemania, 2016. (2)**

Este estudio comparó la capacidad de una variedad de fuentes de luz y modos de exposición para polimerizar un compuesto de resina de curado doble a través de discos cerámicos de diferentes espesores por profundidad de curado y microdureza Vickers (VHN). Se prepararon muestras cerámicas, color 300, diámetro 4 mm, altura 1 o 2 mm) y se insertaron en moldes de acero de acuerdo con la norma ISO 4049, después de lo cual un material de cementación de resina compuesta de curado doble (Variolink) con y sin catalizador de autocurado. Las unidades de fotopolimerización utilizadas fueron una unidad de curado halógena convencional) durante 40 segundos, una unidad de curado halógena de alta potencia Astralis 10 durante 20 segundos, una unidad de curado por arco de plasma Aurys (Degré K) durante 10 segundos o 20 segundos, o diferentes unidades de curado de diodos emisores de luz (LED), Elipar FreeLight durante 40 segundos, durante 20 segundos, LuxOmax durante 40 segundos, e-Light durante 12 segundos o 40 segundos. La profundidad de curado bajo los discos cerámicos se evaluó de acuerdo con la norma ISO 4049, y se determinó el VHN a una distancia de 0.5 y 1.0 mm del fondo del disco cerámico (ISO 6507-1).

Los resultados mostraron que el aumento del grosor del disco cerámico tuvo un efecto negativo en la profundidad de curado y la dureza de todas las unidades de fotopolimerización, y la dureza se redujo drásticamente en los discos de 2 mm de espesor con LuxOmax, e-Light (12 segundos) o Aurys (10 segundos). o 20 segundos). Se recomienda el uso de un catalizador autopolimerizable solo sobre la parte curable por luz, ya que produjo una dureza y profundidad de curado equivalentes o mayores con todos los modos de polimerización por luz.

### **Volkan Turp, Değer Öngül, Pinar Gültekin, Özgür Bultan, Eficiencia De Polimerización De Dos Cementos Curado dual a Través De Cerámicas Dentales. Turquía, 2015 (3)**



En este estudio se evaluó el efecto del espesor del óxido de circonio en la eficiencia de la polimerización de dos cementos duales de resina.

Se utilizaron cuatro discos con 4,0 mm de diámetro se prepararon bloques de óxido de circonio translúcido utilizando un sistema CAD / CAM y cerámica feldespática se estratificó en discos. Por lo tanto, se fabricaron 4 muestras de disco de cerámica: 0,5 mm zirconia como grupo de control, 0,5 mm y 0,5 mm zirconia feldespática, 1,0 mm y 0,5 mm zirconia feldespática y 2,0 mm y 0,5 mm capa de cerámica de feldespato. Se utilizaron dos cementos duales y se polimerizó utilizando una unidad de curado LED. Se evaluó el grado de conversión, la profundidad de polimerización y la dureza de Vickers. Los datos fueron analizados estadísticamente mediante ANOVA de una vía y la prueba HSD de Tukey ( $p < 0.05$ ).

Los valores de polimerización de la microdureza y profundidad fueron diferentes bajo el mismo espesor de discos de cerámica para los cementos de resina. A medida que el espesor de los discos de óxido de circonio aumentaba, los valores de la microdureza y profundidad de polimerización disminuyeron.

Se concluye en este estudio que el tiempo fotocurado no puede ser el mismo para todas las condiciones clínicas, bajo gruesas restauraciones de óxido de circonio ( $> 2,0$  mm), se debe utilizar un largo período de curado de luz o una unidad de luz con una alta irradiación.

**Pınar Gültekin, Elif Pak Tunç, Değer Öngül, Volkan Turp, Özgür Bultan, Burçin Karataşlı, Eficiencia De Curado Del Cemento Resina Dual Debajo De Zirconia Con Dos Diferentes Unidades De Curado De Luz. 2015. (4)**



El objetivo de este estudio fue evaluar la eficacia de polimerización cemento de resina dual curada con dos unidades de luz diferentes bajo estructuras de óxido de circonio que tienen diferentes grosores. Utilizaron 4 discos de zirconia de 4 mm de diámetro y de 0,5 mm, 1 mm y 1,5 mm de espesor fueron preparados usando el sistema de diseño asistido por ordenador. También se utilizaron muestras de cerámica con 4 grosores diferentes (0,5, 1, 1,5 y 2,5mm) Se preparan para cada grupo de cemento de resina fue curada en la luz moldes de politetrafluoroetileno utilizando unidades de curado de diodo emisor de luz (LED) o de cuarzo-tungsteno halógena (QTH) en cada uno de los discos de óxido de circonio con base. Los valores de la profundidad de curado (en mm) y los valores de dureza (Vickers Número VHN) fueron evaluados para cada espécimen.

Concluyeron que el uso de la unidad de curado LED produce una mayor profundidad de curado en comparación con QTH bajo discos cerámicos con 0,5 y 1 mm de espesor. Ellos concluyeron que el curado con Luz no puede dar lugar a una correcta polimerización del cemento de resina dual bajo gruesas estructuras de zirconia. Se debe preferir las lámparas LED sobre las QTH, para fotopolimerizar los cementos de resina dual especialmente para las más gruesas restauraciones.

**Mair Caro Cohen. 2 David Aizencop Colodro. 3 Manuel Ehrmantraut Nogales Profundidad de curado de resinas compuestas fluidas activadas con luz halógena y L.E.D. a través de distintos espesores de resina compuesta indirecta. Chile, 2014 (5)**



El objetivo fue evaluar la influencia del espesor de una resina compuesta indirecta en la profundidad de polimerización de resina fluida al ser activada con distintas fuentes de luz, interponiendo bloques de resina compuesta indirecta de distinto grosor.

Se polimerizó resina fluida en un conformador metálico de 4 mm. de profundidad y 6 mm. de diámetro, interponiendo bloques de resina compuesta indirecta de 3 y 4 mm. de espesor, utilizando luz halógena y luz LED durante 40 seg. Terminada la iluminación se retiró el material sin polimerizar y se midió la resina endurecida con un pie de metro digital, con sensibilidad de 0,01 milímetros. Los valores fueron tabulados y sometidos a test estadísticos donde se encontró diferencia entre los grupos ( $p < 0,05$ ). Llegaron a concluir que existen diferencias significativas en la profundidad de polimerización de resina compuesta fluida al interponer cuerpos de resina indirecta, siendo estas diferencias mayores a medida que aumenta el grosor del cuerpo interpuesto. El uso de luz LED aumenta la profundidad de polimerización de la resina fluida subyacente a la resina indirecta y ésta a mayor grosor disminuye la efectividad de polimerización.



## 2.2. MARCO TEÓRICO

### 2.2.1. CEMENTOS DE RESINA

Son definidos como cementos a base de polímeros diseñados con la finalidad de adherirse a la estructura dental. Los cementos resinosos están compuestos básicamente como las resinas compuestas; es decir, presentan una matriz orgánica y una inorgánica, integradas por silano, como agente de unión.

La fase orgánica está constituida por Bis -GMA (producto de reacción Bisfenol y el metacrilato de glicidilo, con propiedades mecánicas como rigidez y resistencia flexural) o UDMA (Uretano dimetacrilato). En la actualidad existen cementos resinosos que presentan una menor viscosidad que facilita la manipulación y el asentamiento completo de la restauración en el diente preparado. (6)

Las propiedades de los cementos de resina están influenciadas por la naturaleza de la matriz, el tipo de relleno, el volumen de relleno, la unión entre relleno y la matriz, la carga de relleno y el modo de polimerización que permite la conversión de los monómeros. Una propiedad de estos cementos es que son casi insolubles. Su gran resistencia a tensiones es lo que los hace muy útiles cuando se desea la unión micromecánica de coronas cerámicas acondicionadas por ácido. (7)

También son requeridos para las carillas de porcelanas, coronas completas de metal, restauraciones indirectas de composites o cerámica (inlays, onlays,) pernos endodónticos. En la actualidad estos cementos están disponibles en diferentes presentaciones: autopolimerizables, fotopolimerizables y de polimerización dual. (8)



## 2.2.2. COMPOSICIÓN DE LOS CEMENTOS DE RESINA

Tienen como componentes al monómero metacrilato. ácidos monómeros funcionales y relleno.

- **Monómero metacrilato:** Usado como base de resina.

- Bisfenol A glicidilmetacrilato (BISGMA)
- Oligómero de uretano de BISGMA.
- Dimetacrilato de uretano (UDMA)
- Monómero 2- hidroxietil metacrilato (HEMA)
- Dimetacrilado de glicerol (GDMA)
- Trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA)
- Trimetilpropano trimetacrilato (TMPTMA).

- **Ácidos monómeros funcionales:** Desmineraliza y facilita la adhesión a la superficie del diente. Son predominantes los monómeros metacrilatos. Entre ellos tenemos:

-Grupos ácidos carboxilo: anhídrido trimilítico 4- metacriloxietil (4-META) y dimetacrilato glicerol piromelítico (PMGDM)

-Grupos de ácidos fosfórico: metacriloxietil hidrógeno fosfato fenilo (fenil p), metacriloxietil dihidrógeno fosfato (MPD), bis (2 metacriloxietil) ácido fosfato (BMP) y dipentaeritritol monofosfato penta acrilato (penta-P).

- **Relleno:**

Está compuesto de vidrio fluoroaluminosilicato de bario, vidrio de estroncio aluminosilicato calcico, cuarzo, sílice coloidal, fluoruro de Iterbio y otros rellenos de vidrio. La disolución parcial del vidrio neutraliza





la acidez de la resina y libera iones de sodio, calcio, silicato y flúor formando parte del fraguado.

Las partículas inorgánicas se presentan en las formas angulares, esféricas o redondeadas, el contenido y peso tienen una variación entre 36 a 77%, el tamaño de partícula oscila entre 10 y 15 $\mu$ m, dependiendo del producto. Básicamente la composición es similar a la resina compuesta, la diferencia está en el menor porcentaje volumétrico de partículas inorgánicas que se incorporan en la resina aglutinante con el objetivo de adecuar la viscosidad del material a las condiciones específicas deseables para la función del cemento resinoso. (9)

Es necesaria la separación de los materiales para evitar la interacción prematura ácido-base entre los monómeros ácidos y el ion de vidrio. El iniciador redox también debe ser segregado ya que es el promotor del curado químico de los radicales libres. Para promover el mecanismo de fotoiniciación del radical libre se necesita curación redox amina terciaria o algún electrón donante usado como foto reductor los cuales deben ser aislados del ácido monómero para evitar la desactivación del fotoiniciador

Cuando los cementos son presentados en la forma de dos pastas, la composición monomérica e inorgánica es la misma, solamente están combinadas en las dos pastas.

Los cementos polvo-líquido, al ser mezclados permiten la reacción de polimerización. El polvo se compone de finas partículas vítreas mezcladas con polímeros (polimetacrilato de metilo), un iniciador (peróxido de benzoilo), material de relleno y un plastificante. Tanto el material de relleno como el plastificante favorecen la suavidad de la mezcla. El líquido por su parte contiene, además de la mezcla del Bis-GMA y/o otros monómeros dimetacrilatos, una amina activadora de la reacción de polimerización. Algunos materiales tienen además en su composición, monómeros con grupos potencialmente adhesivos, como fosfatos o carboxílicos, similares a aquellos encontrados en los agentes adhesivos de



la dentina. En los materiales cuya reacción de polimerización se inicia por la luz visible y por reacción química, los fotoiniciadores como las cetonas aromáticas (alcanforquinona) y aminas promotoras de la reacción de polimerización, están presentes en los dos tipos de cemento como una forma adicional al sistema de iniciación de reacción química. (10)

COMPONENTE	COMPOSICIÓN	FUNCIÓN
<b>MATRIZ</b>	Bis-GMA, UEDMA, TEGDMA	Componente activo
<b>RELLENO</b>	Cerámica Sílice coloidal	Translucidez Propiedades mecánicas
<b>AGENTE DE UNIÓN</b>	HEMA 4-META	Unión con la dentina
<b>ADITIVOS</b>	Peróxido de benzoilo Canforquinona	Catalizador Fotoiniciador

**Cuadro 1:** Composición de los cementos resinosos. Modificado del: Chain M, Baratieri L. Restauraciones estéticas con resina compuesta en dientes posteriores. São Paulo: Ed. Artes médicas; 2001: 169

### 2.2.3. CLASIFICACIÓN DE LOS CEMENTOS RESINOSOS

Los cementos resinosos se pueden clasificar de acuerdo a varios criterios, entre los que se destacan: a. Por el tamaño de sus partículas, b. Por su forma de activación. (11)

#### 2.2.3.1. Por El Tamaño De Sus Partículas:

**-Microrrelleno:** Sus partículas inorgánicas de relleno presentan un tamaño promedio de 0.04  $\mu\text{m}$  y su porcentaje de aproximadamente 50 % en volumen. (6)



**-Microhíbridos:** Constituyen la mayoría de los cementos resinosos que se encuentran en el mercado odontológico. El tamaño promedio de sus partículas inorgánicas de relleno es de alrededor de 0.04  $\mu\text{m}$  a 3,0  $\mu\text{m}$ , las cuales está incorporadas en un porcentaje de aproximadamente 60 a 80 % en volumen. Según los datos de la literatura, los mejores resultados se logran con los cementos que presentan en su composición partículas microhíbridas, debido a que su contracción de polimerización es más baja y presentan una viscosidad media, lo cual permite un adecuado asentamiento de la restauración. (11)

### 2.2.3.2. Por Su Forma De Activación

Los cementos resinosos pueden presentar tres tipos activación: los autopolimerizables (reacción química), los fotopolimerizables (por medio de luz) y los llamados duales (activación química y por luz). Todas estas variantes tienen ventajas y desventajas.

#### A. Cementos Resinosos Químicamente Activados ó Autopolimerizables

Se utiliza una combinación de agentes químicos denominados iniciadores y activadores, los cuales son proporcionados al operador en forma separada (dos componentes). Con frecuencia, el iniciador está constituido por algún peróxido y el activador por algún producto nitrogenado del tipo de las aminas terciarias. Esta forma de generación del trabajo de polimerización puede derivar en algunos inconvenientes.

La activación química de la resina con el radical vinílico por el mecanismo de liberación de radicales libres a temperatura ambiente se realiza tradicionalmente por medio de un sistema binario del tipo redox, que utiliza un peróxido y una amina terciaria aromática. Después de mezclar la pasta base con su



catalizador, se produce una reacción peróxido-amina que inicia la reacción de endurecimiento. (6)

Esa mezcla genera la incorporación de aire en la masa, ya que en la situación de trabajo real (principalmente en la clínica) es imposible pensar en hacerlo bajo condiciones de vacío. El resultado final es entonces un material alterado por la presencia de porosidades.

A estas dificultades debe sumarse que la interacción entre las sustancias iniciadoras y activadoras genera grupos químicos que pueden ser inestables. De esta manera, las características ópticas del material y del cuerpo con él confeccionado pueden verse afectadas con el paso del tiempo. Para obviar estos inconvenientes en el trabajo odontológico es frecuente emplear materiales orgánicos sintéticos en los que la iniciación de las reacciones de polimerización vinílica es activada por medios físicos. (11)

Estos materiales, normalmente, no presentan características estéticas, pues la mayoría de las veces presentan un aspecto blanco opaco y pocas opciones de colores.

La activación química de estos cementos resinosos autopolimerizables, a pesar de no permitir un tiempo de trabajo adecuado, promueve una polimerización caracterizada por lograr un alto grado de conversión de monómeros en polímeros, por lo que se considera la mejor opción, dentro de los cementos resinosos, para cementar los postes adhesivos no metálicos y las restauraciones o piezas protésicas metálicas. (6)

## **B. Cementos Resinosos Fotoactivados:**



Los cementos de fotoactivación son sistemas de un solo componente, al igual que las resinas para restauraciones y logran su endurecimiento por una reacción de activación.

Presentan foto iniciadores (tal como la canforquinona) que se activan por la acción de un haz de luz de una longitud de onda de 460/470nm. (12)

La energía en la fotoactivación se obtiene por medio de la absorción de una radiación por una sustancia apropiada; ésta, así activada, produce el desdoblamiento de dobles ligaduras de moléculas (monómeros) presentes en el material. Para que se produzca el fotocurado, es necesaria que la radiación lumínica sea absorbida por el material, la absorción se produce en función de la longitud de onda de la radiación incidente y de las características de la estructura sobre la que incide. (13)

Por otro lado, la activación ocurre por la generación de radicales libres cuando se activa el fotoiniciador. Esto es seguida por la reducción de un fotoiniciador activado para que una amina aceleradora forme un complejo de excitación intermedio, que libera los radicales libres por disociación. El tiempo de exposición a la luz que se necesita para la activación del cemento de resina depende de, la transmisión de la luz a través de la restauración y del espesor de la capa de cemento. (14)

Los cementos resinosos fotoactivados han sido desarrollados y recomendados para cementar carillas cerámicas y no para coronas completas de cerámica. Una preparación más generosa, dando grosor a la corona de cerámica, puede reducir la penetración de luz y subsecuente reducción en el curado de cemento. Esto puede incrementar la diferencia de tensión entre la cerámica, cemento, y dentina. Siendo la cerámica mucho más rígida (alto módulo de elasticidad) que el cemento o la dentina. Esto puede resultar en



estrés más alto de la unión de la cerámica-cemento y la iniciación de grietas, conllevándola al fracaso. Además la polimerización incompleta de agentes cementantes de resina compuesta pueden dar más altas proporciones de monómeros libres, alterando propiedades físicas, interactuando con ambientes acuosos y posiblemente aumentando la preocupación acerca de la irritación pulpar (11)

### **C. Cementos Resinosos Duales**

Los cementos duales son sistemas de dos componentes y requieren una mezcla para la activación química. La reacción que se produce es muy lenta, lo que proporciona un tiempo de trabajo extenso, hasta que el cemento se expone a la luz, acelerando el tiempo de endurecimiento. En las áreas donde no se tiene acceso a la luz como en los conductos radiculares al cementar postes de fibra, se obtiene debido a la activación química. (10)

En la reacción de cementos de resina de curado dual, la polimerización se inicia por la emisión de luz visible y por reacción química (peróxido de benzoilo), fotoiniciadores, monómeros, tales como cetonas aromático (canforquinona) y aminas promueven la reacción de polimerización. Esta categoría se utiliza para asegurar la polimerización completa cemento, incluso en restauraciones opacos y gruesas, donde la luz no es capaz de lograr. (15)

Sin embargo, se ha demostrado que en el curado dual, los cementos de resina dependen de la fotoactivación para alcanzar un alto nivel de conversión. El grado de conversión para los cementos resinosos de activación dual que reciben baja o ninguna intensidad de luz se refleja en la dureza del cemento. (16)

El componente de la activación química asegura la activación completa en el fondo de cavidades profundas, mientras que la



fotoactivación permite terminar de inmediato luego de la exposición a la luz. (17)

La reacción de polimerización se inicia con la mezcla de la pasta base con el catalizador y tiene como complemento el sistema activado los monómeros en polímeros, mejorando las propiedades físicas del cemento, además de acelerar la reacción de endurecimiento (12). Cuando los cementos de composite son fotoactivados, parte de la luz es absorbida por el material restaurador indirecto reduciendo su dureza final. (1), pues la activación química por sí sola no provee la suficiente dureza que estos materiales requieren. (18)

- **CEMENTO DE RESINA DUAL ALLCEM FGM**

AllCem es un cemento resinoso adhesivo permanente, de cura dual, radiopaco que presenta un amplio espectro de aplicación en restauraciones indirectas. La combinación de los dos mecanismos de cura, foto-activado y químicamente activado, garantizan la polimerización del producto en situaciones con y sin acceso de luz.

El producto está compuesto de dos pastas llamadas: base y catalizadora. La pasta base es la responsable por la pigmentación del producto mientras que pasta catalizadora promueve la polimerización química del cemento resinoso.

Este proceso de auto-polimerización es iniciado por la adición de la pasta catalizadora a la pasta base, y puede ser acelerado por la foto-polimerización del producto, promoviendo la cura dual. El producto fue desarrollado de manera a presentar elevada resistencia adhesiva, resistencia flexural y alto grado de conversión, tanto en la cura química como en la dual, así como la fácil aplicación. AllCem es presentado comercialmente en

jeringas de cuerpo doble, lo que garantiza la mezcla de las pastas base y catalizador en las proporciones correctas (1:1 en peso). En adición, el uso de las punteras de auto-mezcla garantiza la homogeneidad de las pastas e impide la incorporación de burbujas en el producto. La ausencia de formación de burbujas previene las fallas mecánicas del producto. Este sistema de cementación adhesiva es compatible con los agentes de unión a la dentina/esmalte disponibles en el mercado.

La pasta base de AllCem está disponible en los colores A1, A2, A3 (Universal) y Trans. El color A3 presenta opacidad mediana y pigmentación universal, adecuada para ser empleada en la mayoría de los casos de cementación de restauraciones indirectas. El color Trans presenta aspecto incoloro y alta translucidez, adecuada para cementación de pernos intra-radicales.

El cemento resinoso AllCem contiene en su fórmula bisfenol-A-diglicidileter dimetacrilato (Bis-GMA), bisfenol-A-diglicidileter dimetacrilato etoxilado (Bis-EMA) y trietileno glicol dimetacrilato (TEGDMA), co-iniciadores, iniciadores (canforquinona y peróxido de benzoila) y estabilizantes. Micropartículas de vidrio de bario-aluminio silicato y nanopartículas de dióxido de silicio que son empleadas como carga, totalizando aproximadamente 68% de carga en peso. (19)



**Fig. 1. Cemento de resina dual ALLCEM FGM**





- **CEMENTO DE RESINA DUAL VARIOLINK N**

Variolink N es un cemento de composite radiopaco, con opción de polimerización dual, para la cementación adhesiva de restauraciones indirectas elaboradas en cerámica de vidrio, cerámica de vidrio de disilicato de litio y composite.

El cemento de composite contiene los siguientes componentes:

- Catalizador disponible en dos colores (transparente y amarillo) y dos consistencias (alta y baja viscosidad),
- Base disponible en una consistencia y cinco colores (bleach XL, transparente, blanco, amarillo, blanco opaco).

La matriz de Vaiolink N se compone BisGMA, dimetacrilato de uretano y trietilenglicoldimetacrilato. El material de relleno inorgánico se compone de vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, vidrio de fluotsilicato de BaAl y óxidos mixtos esferoidales. Además contiene iniciadores, estabilizadores y pigmentos.

Sensibilidad a la luz

A temperatura ambiente, se dispone de dos mecanismos básicos para activar la polimerización de los monómeros y las sustancias de rellenos que componen el composite de cementación:

- Auto-polimerización: Polimerización iniciadas por una reacción Redox (sistema de dos componentes)

- Fotopolimerización: Polimerización fotoquímica (sistema de un solo componente)

Ivoclar Vivadent ha desarrollado un nuevo sistema de catalización (iniciador y estabilizador) para Variolink N. Este sistema muestra relativamente baja sensibilidad a la luz ambiente, lo cual no compromete en absoluto otras propiedades, tales como la estabilidad a largo plazo y profundidad de polimerización.



Tiempo de trabajo aproximadamente 3,5 minutos a 37°C, la proporción y mezcla recomendada de la pasta base y catalizador es 1:1.

Al comienzo del proceso de polimerización, Variolink N entra en una fase de inhibición intencional y, posteriormente, se polimeriza tan rápido como otros composites ya acreditados. Esta fase de inhibición es prolongada bajo el efecto de la luz ambiente, pero se reduce considerablemente por exposición a la luz de una unidad de polimerización (aprox.0,5 seg). (20)

**Cuadro 2. Cementos presentes en el estudio.**

Producto	Sistema de dispensado	Composición	Contenido de carga	Tamaño de partícula	Fotoiniciador y catalizador	Tiempo	Color
<b>Variolink N</b>	Pasta/pasta jeringa dual;	Bis-GMA, Dimetacrilato de uretano, TEGDMA	71-73%	0,04-0-3,0 µm	Canforquina y peróxido de benzoilo	Con una lámpara con 800mW/cm <sup>2</sup> , polimerizar 10 segundos por cada mm de cerámica y segmento.	Bleach, Transparente, blanco y amarillo(A3)
<b>ALL CEM-FGM</b>	Pasta/pasta jeringa dual	Bis-EMA y TEGDMA,	66-67%	-	Canforquina y peróxido de dibenzoila	40s	A1, A2, A3(Universa l) y Trans.

**Fuente: Cuadro de elaboración propia**



## **2.2.4. POLIMERIZACIÓN**

Se define como polimerización al proceso químico por el que los monómeros de la matriz de resina del composite (compuestos de bajo peso molecular) se agrupan químicamente entre si dando lugar a una molécula de gran peso, llamada polímero, que, o bien es una cadena lineal o una macromolécula tridimensional. Mediante esta reacción química se logra la solidificación de las resinas compuestas se denomina polimerización. Para iniciar esta reacción se requiere de un aporte de energía a través de algún mecanismo de iniciación que puede ser activación química, activación por luz ultravioleta, activación por luz visible o activación por calor. (21)

En la actualidad, la mayoría de los composites disponibles son fotopolimerizables es decir, la reacción de fraguado del material comienza cuando se le suministra energía mediante una fuente de luz visible. A pesar de las indudables ventajas que este tipo de reacción de fraguado aporta al uso clínico del material (posibilidad de controlar el tiempo de manipulación del composite por parte del operador; obtener una polimerización rápida, intensa y fiable y una mayor estabilidad de color de las restauraciones), también presenta algunos inconvenientes. En este sentido, puede ocurrir que el proceso de polimerización se inicie con la luz ambiental o que la lámpara de polimerización no funcione correctamente, por lo que se produce un endurecimiento incompleto del material. (22)

El proceso de polimerización puede describirse como: la formación o crecimiento de cadenas a partir de la unión de eslabones. Estos últimos son los monómeros y la cadena, la molécula de polímero. Según la forma en que se produce ese crecimiento se obtienen polímeros de estructura espacial lineal, ramificada o cruzada. (11)

### **2.2.4.1. FENÓMENOS ANEXOS A LA POLIMERIZACIÓN**



Cuando un monómero se transforma en polímero se obtiene un material orgánico sintético o polímero pero, simultáneamente, es posible detectar dos fenómenos colaterales que deben tenerse en cuenta: el primero, se debe a que la polimerización representa un cambio de un ordenamiento de mayor energía a uno de menor energía. La sustancia monómera tiene mayor energía que la sustancia polímero. Al producirse la polimerización, esa energía no puede perderse sino se transforma y libera en forma de energía térmica. Dicho en otras palabras, la reacción de polimerización exotérmica y ello debe ser tenido en cuenta, ya que puede traer dificultades en ciertos trabajos en los que se usa la polimerización en materiales dentales.

El otro fenómeno se debe a la distancia que separa a las moléculas de monómero cuando está en ese estado respecto a la que las separa cuando integran la cadena de polímero. En el primer caso, la ligazón entre ellas es por uniones secundarias y por lo tanto, la distancia entre monómero y monómero es relativamente grande (algunas decenas de nanómetros). Al formar una cadena de polímero, reaccionan para unirse por covalencia y se acercan a una distancia mucho menor (centésimas de nanómetros). Esto hace que la masa de polímero ocupe un volumen menor que la misma masa de monómero y que, por lo tanto su densidad sea mayor. Para expresarlo en forma más sencilla; cuando un material se polimeriza, se contrae y tanto más cuanto mayor sea el número de moléculas por unidad de volumen que se unen para formar el polímero.

Esta contracción es tanto mayor cuanto menor sea el peso molecular de la molécula original, ya que para un mismo volumen será necesario unir mayor cantidad de ellas. Inversamente, si se parte de moléculas de mayor tamaño (de mayor peso molecular) la contracción que se produzca al polimerizar será menor. (11)

#### **2.2.4.2. FASES DE LA REACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN**



En la reacción de fraguado de los composites fotoactivados podemos hablar de dos fases: una fase lumínica, que es la que se produce durante el periodo en que la lámpara de polimerización está encendida. En la fase lumínica de la reacción de polimerización se distinguen varias fases:

- **Fase de activación**

La energía necesaria para poner en marcha la reacción de polimerización no es otra que la energía fotónica procedente de fuentes de luz. Esta energía es la encargada de activar al fotoiniciador incorporado en el material, sustancia sensible a una determinada longitud de onda. En el caso de la CQ, el fotoiniciador más común, los grupos cetona de su molécula se activan por luz en el rango de los azules, con un pico de máxima absorción a 468nm de longitud de onda. Se han utilizado diferentes tipos de fuentes lumínicas para la fotoactivación de los composites. Las más usuales desde el punto de vista clínico son: las lámparas halógenas, las lámparas de arco de plasma y las lámparas de diodos. (22)

- **Fase de iniciación ó de inducción**

En ella el iniciador activado previamente por la luz se combina con una amina terciaria generando radicales libres.

Dos procesos controlan la etapa de inducción: la activación y la iniciación. Para que comience el proceso de polimerización por adición se necesita una fuente de radicales libres, R°. Los radicales libres se pueden generar por activación de las moléculas que producen radicales, empleando una segunda sustancia química, calor, luz visible, luz ultravioleta o transferencia de energía de otro compuesto que actúa como radical libre. De todos éstos, los agentes químicos, el calor y la luz visible son los más utilizados en odontología.



Un radical libre es un átomo o grupo de átomos que poseen un electrón impar. El electrón no par confiere a los radicales libres la capacidad de liberar electrones. Cuando el radical libre y su electrón impar se acercan a un monómero con un enlace doble y con alta densidad de electrones, se extrae un electrón y se empareja con el electrón del radical libre para formar un enlace entre el radical y la molécula del monómero, dejando desaparejado al otro electrón del enlace doble. Por tanto, el radical libre original se enlaza con un lado de la molécula de monómero y forma un nuevo lugar de un radical libre en el otro extremo. Se ha iniciado la reacción.

La inducción es el período durante el cual las moléculas del iniciador se energizan y se rompen formando radicales libres. Posteriormente, estos radicales reaccionan con las moléculas del monómero para iniciar el crecimiento de la cadena. La pureza del monómero influye mucho en este periodo. Cualquier impureza presente, capaz de reaccionar con los grupos activados, puede aumentar la longitud de este período consumiendo las moléculas del iniciador activado. Sin embargo, cuanto mayor sea la temperatura, más rápidamente se formarán radicales libres y, en consecuencia, el periodo de inducción será, más corto.

Los procesos de polimerización útiles para las resinas dentales se activan, normalmente, mediante una de las siguientes tres fuentes de energía: calor, sustancias químicas o luz. La mayoría de las resinas empleadas en las bases de las prótesis se polimerizan mediante la activación por calor, produciendo dos radicales libres, que inician y propagan la polimerización del monómero de metilmetacrilato.

Existe un segundo uso de sistema de inducción que se activa químicamente a la temperatura de la cavidad oral. Dicho sistema consta de al menos dos reactivos que cuando se mezclan, se



someten a una reacción química que genera radicales libres. Durante el almacenamiento, estos componentes deben estar separados, ya que los sistemas inducidos químicamente siempre están formados por dos o más partes. Un ejemplo de este sistema es la amina terciaria (el activador) y el peróxido de benzoilo (el iniciador), que se mezclan para iniciar la polimerización de las denominadas resinas dentales (autocuradas) a temperatura ambiente. De hecho, este proceso es un caso especial de activación con calor, ya que la presencia de la amina reduce la energía térmica necesaria para convertir el iniciador en radicales libres, a temperatura ambiente (es decir, a temperatura ambiente o a la temperatura de la cavidad bucal). La amina forma un complejo con peróxido de benzoilo, que reduce la energía térmica (y por tanto la temperatura) necesaria para dividirlo en dos radicales libres. Un tercer sistema de inducción es el activado por la luz. En este sistema, los fotones de una fuente de luz activan al iniciador para generar radicales libres que pueden iniciar el proceso de polimerización. Cuando este sistema se introdujo por primera vez en odontología, se utilizaba luz ultravioleta. (21)

- **Fase de propagación**

En esta fase los radicales libres se combinan con los monómeros convirtiéndolos a su vez en especies reactivas capaces de unirse a otros monómeros. Se conectan entre sí a través de enlaces covalentes formando moléculas de cadenas más largas denominadas polímeros. Una vez que comienza el proceso, la reacción progresa a una velocidad considerable. Aunque teóricamente la reacción en cadena prosigue hasta que todo el monómero se transforma en polímero, en realidad la polimerización nunca es completa, ya que hay otros procesos que compiten con la reacción de propagación y que conllevan a la fase de terminación.



- **Fase de terminación**

Se puede producir por:

El acoplamiento de dos cadenas en crecimiento para formar una cadena terminal.

Por saturación de los radicales libres con átomos de hidrógeno liberados de algunas de las cadenas en formación.

Puede ocurrir que la cadena en crecimiento reaccione con impurezas o bien incluso con alguna molécula de iniciador, convirtiéndose en no reactiva.

Esta clasificación en "fases" es en realidad artificial, pues en el caso de las resinas compuestas dentales, las fases de activación, inducción, propagación y terminación, son simultáneas, y el polímero resultante se compone de cadenas de diversas longitudes.

Básicamente la polimerización origina tres tipos de estructuras tridimensionales: polímeros lineales (forman largas cadenas constituidas por monómeros simples), ramificados (la cadena principal tiene un segundo monómero que forma las ramificaciones) y cruzados (contienen un monómero dísfuncional con dobles enlaces en ambos extremos que conectan dos cadenas lineales).

Por último, las reacciones de polimerización de radicales libres pueden ser inhibidas o controladas por la presencia de cualquier material que reaccione con un radical libre, que reduzca la velocidad de iniciación o aumente la velocidad de conclusión. La reducción de la velocidad de iniciación retarda la reacción de polimerización, y el aumento de la velocidad de conclusión disminuye el grado de polimerización y el peso molecular del producto final. Sustancias como la hidroquinona, el eugenol o el





oxígeno en grandes cantidades inhiben o retardan la polimerización. (22)

### **2.2.5. PROFUNDIDAD DE CURADO: NORMA ISO 4049 2009**

La norma internacional emitida por la Organización internacional de estandarización (ISO) indica los requerimientos mínimos y las formas de prueba estándar de para los materiales compuestos dentales es la norma ISO4049. En esta son evaluadas varias de las características de estos materiales incluyendo la profundidad de curado para los materiales de foto polimerización. La profundidad de curado determina que tan grueso puede ser un cuerpo de resina foto polimerizable manteniendo al mismo tiempo un nivel de conversión de monómero aceptable (>50%). Este método especifica los requisitos para los materiales de restauración a base de polímeros dentales suministrados en una forma adecuada para la mezcla mecánica, la mezcla manual, o la activación de la energía externa intraoral y extraoral, y destinados para uso principalmente para la restauración directa o indirecta de cavidades en los dientes y para la cementación.

Los materiales de cementación a base de polímeros comprendidos en la norma ISO 4049: 2009 están diseñados para su uso en la cementación o fijación de restauraciones y aparatos tales como inlays, onlays, carillas, coronas y puentes. Esta norma no cubre los materiales de fijación a base de polímeros que tienen un componente adhesivo dentro de la estructura del material.

La profundidad de curado de los materiales de relleno y restauración, no debe ser inferior a 1 mm si están etiquetados por el fabricante como opacos, o no inferior a 1,5 mm para otros materiales de relleno y



restauración.

La profundidad de curado de los materiales de cementación cuando se determine, no debe ser inferior a 0,5 mm si están etiquetados por el fabricante como materiales opacos, o no es inferior a 1,5 mm para otros materiales. (23)

#### **2.2.5.1. PROCEDIMIENTO DE LA NORMA ISO 4049- 2009**

El procedimiento empieza colocando debajo del molde de 6 mm de largo y 4mm de diámetro una tira de celuloide, se llena con el material de prueba. Se debe tener precaución en eliminar las burbujas de aire. Ligeramente se debe sobreobturar el molde y se pone una segunda tira de celuloide en la superficie. Presione el molde y la tira de celuloide entre los portaobjetos para eliminar el exceso de material.

Remueva la laminilla del microscopio cubriendo las tiras de celuloide, irradia con la lámpara de fotocurado de su elección para asegurar una profundidad de fotopolimerización.

Remueva el espécimen del molde segundos después de completar la exposición y suavemente remueva el material sin curar con una espátula de plástico. Mida la altura del cilindro de material curado con el micrómetro a una exactitud de 0.01 mm, el valor obtenido debe ser dividido entre 2 indicado por la norma ISO.

Registre este valor como la profundidad del curado y repita la prueba dos veces.

El estándar ISO corresponde a 1,5 mm aunque los materiales resinosos compuestos obtienen generalmente valores mayores a 2 mm. (24)



## 2.2.6. FOTOPOLIMERIZACIÓN

### 2.2.6.1. Radiaciones Para Fotopolimerización En Odontología

La luz, es una forma de energía radiante que viaja en ondas de diferentes longitudes y se ha comprobado que dichas ondas son transversales y de naturaleza electromagnética, con longitudes de onda entre 400nm. Y 700nm. Esta energía radiante está localizada en la región de la longitud de onda detectable por el ojo humano. (25)

La longitud de onda se define como la distancia que existe entre crestas. (m, cm,  $\mu$ m, mm, nm). La luz, como todas las radiaciones electromagnéticas, está formada por partículas elementales desprovistas de masa denominadas fotones. La energía de un fotón se relaciona directamente con su frecuencia. La frecuencia es el número de ondas que existe en 1 segundo. Si la frecuencia del fotón es mayor, mayor es la energía, por lo tanto mayor efecto perjudicial.

Aquellas longitudes de onda más largas que la energía visible, incluyen radiaciones infrarrojas, microondas, la televisión, el radio y la energía eléctrica. La electricidad, posee la longitud de onda más larga, que equivale a 5000 Km.

La luz es principalmente producida por sólidos, podrían ser: metales u óxidos metálicos calentados a temperaturas incandescentes. La luz, también puede ser producida por medio de energía eléctrica o química, como por el paso de una corriente eléctrica a través de un gas o por la producción química de la misma, en cuyo caso se le denomina luz fluorescente o fosforescente. O por reacciones nucleares, como la luz producida por el sol. (26)



## 2.2.6.2. Espectro de ondas electromagnéticas

### -Radiación De Luz Visible

En 1676, Newton desarrolló un experimento con el cual demostró que un simple rayo de luz blanca, puede ser dividido o separado en los colores del espectro cuando se hace pasar a través de un prisma de cristal y que el espectro contiene todos los colores básicos: espectro de luz visible. Los diferentes colores son refractados con diferentes ángulos por el índice de refracción del vidrio del prisma y la longitud específica de onda de cada color. Los colores son originados por las ondas de luz, que representan un tipo específico de energía electromagnética. (27)

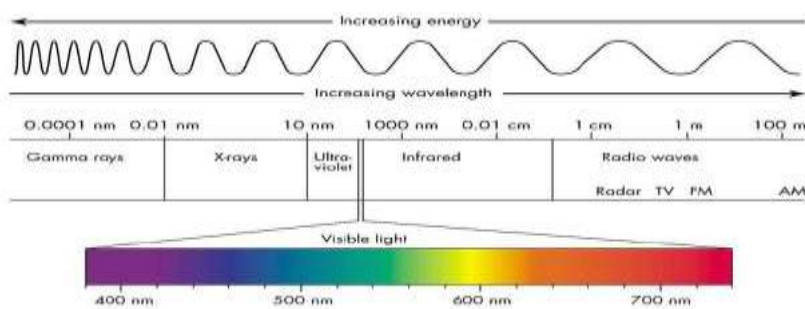
El ojo humano es sensible y solo puede percibir radiaciones de luz de entre 400 nm a 700 nm y es capaz de registrar todos los colores entre el violeta y el rojo. Es importante mencionar, que cada color del espectro es específico de su longitud de onda y del número de oscilaciones, y que las longitudes de onda no presentan color, el color es creado en nuestros ojos y su comunicación con el cerebro. (28)

La luz visible que se emplea para la fotopolimerización de las resinas son las de tipo luz azul que son emitidas por las lámparas de fotopolimerización por medio de un filtro que deja pasar sólo este tipo de luz; esta luz se obtiene a partir de una luz blanca que es descompuesta en 6 colores por medio de un prisma, los cuales son refractados con diferentes ángulos, estableciéndose así una longitud específica de onda para cada color:

Para el violeta (longitud de onda corta (450 nm), la franja de luz azul entre (480 nm), verde (520 nm), amarillo (580 nm), anaranjado (600 nm), para el rojo (longitud de onda más larga 680 nm). Tanto las de color rojo como las de color violeta(700nm) no llegan a polimerizar los composites. (29)

En la gama de radiaciones de onda larga y por encima de los 700 nanómetros tenemos:

- Infra - rojos: de naturaleza térmica, tienen aplicaciones en fisioterapia y en binoculares para la visión nocturna.
- Micro-ondas: Para las comunicaciones, con longitudes de onda inferiores a 1 metro.
- Ondas de frecuencia modulada FM y Televisión. (30)
- Ondas de energía eléctrica, las ondas de longitud más larga del espectro.



**Fig 2 Espectro de ondas electromagnéticas**

### **2.2.6.3. Factores que condicionan la eficacia en la reacción de fotopolimerización**

#### **a. Factores que dependen del material**

##### **- Color del composite**

Los pigmentos que incorporan los composites para conseguir las diferentes tonalidades de los dientes pueden ser un impedimento para el paso de luz. En general se admite que los colores más oscuros experimentan un fraguado menos profundo que los más claros.



El color del propio composite también influye de manera que la profundidad de polimerización es mayor cuando se polimeriza a través de un A1, B1 o C1 que cuando se hace a través de un A3, A4, B4, C4 o D4. Esta carencia la podemos compensar aumentando el tiempo de exposición a la luz (31)

- **Tipo de relleno:**

A mayor porcentaje de relleno y mayor tamaño de partícula, mayor será la profundidad de polimerización, ya que la luz atraviesa mejor el relleno que la resina. Los composites de microrrelleno (que tienen un menor coeficiente de transmisión de la luz al tener más cantidad de resina) presentan, por tanto, una mayor dificultad de polimerización que los híbridos y por ello, será necesario, para valores iguales de irradiancia aumentar el tiempo de exposición. Se ha comprobado que cuando las partículas de relleno tienen un diámetro igual a la mitad de la longitud de onda de la luz emitida, la dispersión es máxima y la profundidad de polimerización menor. Así cuando la longitud de onda se sitúa entre 450-500 nm (0.045-0.050 micras), la dispersión será máxima cuando las partículas presenten un tamaño de unas 0.025micras y la profundidad de polimerización serán menor. Sin embargo, cuando las partículas tengan un tamaño mayor a la longitud de onda la dispersión será menor (composites de macrorrelleno e híbridos). Desde un punto de vista clínico, sería aconsejable alargar los tiempos de irradiación 10 o 20 segundos más de lo recomendado por el fabricante cuando se deban polimerizar composites de microrrelleno, y más aún si son tonos oscuros. (32)

- **Temperatura**

La gran mayoría de las lámparas producen calor, por aumento de temperatura. Según investigaciones, “el calor aumenta la tasa



de iniciación fotoquímica y la reacción de polimerización, y a su vez aumenta la cantidad de resina polimerizada. (33)

- **Polimerización a través de un cerómero**

Cuando el haz de luz atraviesa el composite, carilla de porcelana, cerómero o el mismo diente presenta una atenuación mayor. Una vez penetra la luz en el composite se va produciendo un descenso progresivo en la intensidad de la misma a causa de la absorción de fotones por las capas de composite más superficiales y la dispersión de los que atraviesan el material. (34)

Autores sugieren que mientras mayor es el grosor de la restauración de cerómero, menor es la media de dureza del cemento de composite. Los cementos de composite deben ser considerados materiales de fotocurado, por lo que mayores tiempos de exposición deben ser considerados para compensar el bloqueo de luz resultado del grosor y opacidad de las restauraciones indirectas (35), siendo las de cerómero menos translúcidas que las cerámicas, por lo que estas requieren de mayor intensidad. (36)

- **Polimerización a través de una cerámica**

Las carillas de porcelana se suelen cementar con cementos de composite fotopolimerizables ya que así podemos controlar mejor el tiempo de trabajo. El inconveniente que esto representa es que debemos garantizar la polimerización de todo el composite a través de la carilla y la porcelana atenúa la luz que alcanza el cemento de composite. Por ello es necesario alargar el tiempo de polimerización hasta los 60 segundos conseguiremos 16J/cm<sup>2</sup>. (37) Además, se ha comprobado que lo realmente determinante es la intensidad de luz que alcanza el cemento y que esa luz caiga dentro del espectro de sensibilidad



del fotoiniciador, aunque la mayor o menor opacidad de la porcelana repercutirá en un descenso en el paso de fotones. (38)

Al aumentar el grosor de la porcelana se genera reducción exponencial de la intensidad de la luz, medidos en grosores de hasta 4mm. En un estudio lograron mostrar que la intensidad de la luz llegó a valores cercanos a 0 mW/cm<sup>2</sup> cuando el grosor de la porcelana fue de 4mm, sin embargo, la fuente de luz utilizada fue una de tipo halógena que generaba valores de 500 mW/cm<sup>2</sup>, de inferior potencia que la LED (mW/cm<sup>2</sup>). (39) Este resultado se contrapone con otro estudio realizado, que demuestra que la luz de una lámpara LED de segunda generación es capaz de activar la polimerización de resinas compuesta fluida, al ser iluminada a través de cerámicas en de grosores de 4 mm con excepción de zirconio de 3 mm de grosor. (40)

#### **b. Factores que dependen de la fuente de luz**

Entre los factores que condicionan la reacción de polimerización y que dependen de la fuente de luz están:

##### **- Espectro de emisión**

Para conseguir una polimerización adecuada lo ideal sería que las curvas de emisión de las lámparas y las curvas de absorción de los fotoactivadores que contiene el material coincidieran.

Los fotoiniciadores incorporados a los materiales restauradores se activan absorbiendo radiaciones con las siguientes longitudes de onda: la canforoquinona (CQ) entre 450 y 490 nm con un pico en los 468 nm, los composites suelen presentar un contenido de canforoquinona del 0.15-0.20% y lo habitual es que se halle combinada con algún otro fotoiniciador para potenciar su efecto. Se halla en la mayoría de los materiales fotopolimerizables que hay en el mercado y se polimeriza con cualquier tipo de lámpara; la fenilpropandiona (PPD), entre 400





y 450 nm con un pico en los 410 nm y la leucarina TPO (LU) entre 350 y 430 nm con un pico en los 400 nm. Estos intervalos de emisión se corresponden con la zona de los azules. La fenilpropandiona y la leucarina TPO tienen un color claro y se suelen utilizar en ciertos adhesivos y en composites de tonos esmalte o translúcidos (en ellos se suele sustituir la canforoquinona debido a que ésta da un tono amarillo a la restauración). (22)

El cuarto fotoiniciador ha sido desarrollado por Ivoclar para sus composites bulk fill (Tetric EvoCeram Bulk Fill y Tetric EvoFlow Bulk Fill) y es la ivocerina, cuyo espectro de absorción va de los 400 a los 460nm (pico en los 410nm) y representa el 0.2% de la composición de estos composites. Al igual que la canforoquinona tiene un color amarillo y si se combina con ella se consigue una polimerización más completa.

#### - **Irradiación**

Cuanto mayor sea la irradiación, mayor número de fotones estarán presentes, y cuanto mayor sea el número de fotones presentes, mayor el número de moléculas irán a alcanzar el estado excitado, para reaccionar con la amina y formar radicales libres, con lo que mayor será la extensión de la polimerización de la resina compuesta.

Densidad de potencia (comúnmente conocida como "Intensidad de la luz" o "irradiancia"): Mide la potencia de salida de la luz por unidad de área. La especificación ANSI / ADA para lámparas de polimerización requiere una irradiancia mínima de 300 mW / cm<sup>2</sup>. (41)

Sin embargo se realizaron estudios que concluyeron que se requiere una intensidad de luz de al menos 300 mW / cm<sup>2</sup> para



curar 1 milímetro de espesor del material. Por otro lado, independiente de la intensidad, generalmente no es posible curar suficientemente incrementos que son más gruesas de 2 milímetros. (42)

Es importante señalar que estas pruebas se realizaron en laboratorios en condiciones ideales; un margen de seguridad adicional debe ser incluido para aplicaciones en la práctica odontológica. Por tanto, no es aconsejable utilizar intensidades de luz por debajo de  $400 \text{ mW} / \text{cm}^2$ . Además, los clínicos deben tener en cuenta que la salida de luz de la guía de luz puede verse obstaculizado por barreras desechables de control de infecciones, los desechos, contaminación, residuos de material compuesto, marcas de arañazos, la decoloración y daños. (43)

En consecuencia, para tener éxito en el empleo del fotocurado en una situación odontológica debe disponerse de un dispositivo que genere la radiación apropiada con la potencia apropiada.

Asimismo, debe tenerse en cuenta otro factor que determina la cantidad de trabajo producido al ser absorbida la radiación: el tiempo durante el que actúe. Para conseguir una eficaz polimerización no basta, en consecuencia, disponer del dispositivo generador de la radiación con adecuada potencia.

Otra consideración de importancia está dada por la superficie sobre la que se distribuya una radiación específica y de una determinada potencia. Si una radiación de una potencia específica se concentra en una superficie reducida, puede generar sobre esa porción de material un trabajo distinto al que se lograría si esa misma radiación fuese distribuida sobre una superficie mayor.

En definitiva, se hace necesario disponer de una unidad de polimerización (unidad de luz o lámpara) que permita obtener la



radiación conveniente luz de alrededor de 470 nm de longitud de onda con suficiente potencia por unidad de superficie para generar la cantidad de trabajo adecuada para que el material alcance sus propiedades finales convenientemente en un lapso razonable. (11) El empleo de la fotoactivación la cantidad de trabajo generado y por ende la calidad de la polimerización obtenida está determinada por la potencia de la radiación que genere el dispositivo seleccionado, la superficie sobre la que se distribuya la radiación y el tiempo durante el que se la haga actuar.

Cuando se eleva la intensidad de luz, se aumenta el número de fotones emitidos, se mantiene la longitud de onda, o sea la energía del fotón es determinada por su localización en el espectro electromagnético y no por el número de fotones presentes. Así, la energía presente en un haz de luz de 100 mW, es la misma emitida por un haz de 200 mW, para una misma longitud de onda, en este sentido, a mayor intensidad mayor número de fotones incidirán sobre el composite, con lo que será mayor el número de moléculas de fotoiniciador que generarán radicales libres, que son los que de hecho dan lugar a la reacción de polimerización. La intensidad se mide en mW/cm<sup>2</sup>. (44)

#### - **Densidad Energética**

La densidad energética se determina entre la intensidad de luz emitida (nº de fotones/superficie) y el tiempo durante el cual la luz incide sobre el material y sus unidades son los J/cm<sup>2</sup> (ó mW \* seg/cm<sup>2</sup>). Se ha determinado que la mínima densidad energética necesaria para conseguir una correcta polimerización de una capa de composite de 2mm es de 16J/cm<sup>2</sup>. En cuanto a esto último, es muy frecuente que se ofrezcan lámparas que emitiendo con una intensidad de de 1.000mW/cm<sup>2</sup> la casa comercial recomienda polimerizar sólo 10 segundos. Si se hace



el producto de la intensidad y el tiempo, es decir, si se determina la densidad energética, observamos que el resultado son  $10\text{J}/\text{cm}^2$ , claramente por debajo de los  $16\text{J}/\text{cm}^2$  que nos permitirían una correcta fotopolimerización. Tomando los  $16\text{J}/\text{cm}^2$  como referencia podemos calcular fácilmente que para alcanzarlos con una lámpara que emita con una intensidad de  $1.000\text{mW}/\text{cm}^2$  se precisará un tiempo de irradiación de 16 seg. (45)

En la figura se muestran distintas intensidades con los tiempos necesarios de irradiación:

Si la intensidad es $1000\text{mw}/\text{cm}^2$	Precisa 16 seg.
Si la intensidad es $900\text{mw}/\text{cm}^2$	Precisa 18 seg.
Si la intensidad es $800\text{mw}/\text{cm}^2$	Precisa 20 seg.
Si la intensidad es $600\text{mw}/\text{cm}^2$	Precisa 27 seg.
Si la intensidad es $400\text{mw}/\text{cm}^2$	Precisa 40 seg.

Fig.4. Intensidad recomendadas y tiempos necesarios. (Ernest Mallat,2016)

Pero además, aunque la mayoría de lámparas que hay en el mercado emiten con intensidad es superiores o iguales a  $800\text{mW}/\text{cm}^2$  hay una serie de factores muy habituales que condicionarán un descenso drástico en la intensidad de luz que alcanza el composite y, por tanto, de la densidad energética por debajo del mínimo exigible.

Las consecuencias tiene una baja densidad energética: Polimerización incompleta, menor dureza superficial, mayor desgaste, peores propiedades mecánicas, deterioro marginal más rápido y una unión más débil al diente y al composite. (46)



- **Tiempo de exposición**

La cantidad de energía total que recibe un composite no sólo depende de la irradiancia de la fuente utilizada sino también del tiempo durante el cual se produzca la emisión. La cantidad de energía que recibe el material sufre un descenso progresivo conforme la luz penetra en el composite debido a la absorción de fotones por las capas de composite más superficiales y por la dispersión y reflexión de los que atraviesan el material.

De esta manera, el tiempo de exposición varía en función de la irradiancia de cada lámpara, por lo que las unidades de baja irradiancia requerirán mayor tiempo de exposición que las de alta irradiancia para generar una adecuada polimerización.

- **Distancia**

La distancia debe ser lo más cercana posible al material. Lo ideal es colocar la punta guía a no más de 1 mm y mantenerla perpendicular a la superficie del composite. Si existe un aumento en la separación, va disminuyendo la intensidad de manera inversamente proporcional a la distancia. (21)

#### 2.2.6.4. TÉCNICAS DE FOTOPOLIMERIZACIÓN

Existen diferentes tipos y potencias de curado, que varían según los casos clínicos a realizar, y que hoy se denominan:

- **Regular o Normal:** también conocida como forma continua uniforme, es la aplicación de la luz a una intensidad constante sobre la resina, por un periodo específico de tiempo.

- **Step/ Soft Start:** Polimerizado a baja potencia (usualmente alrededor de 150mW/cm<sup>2</sup>) por 10 segundos, seguido de un instantáneo incremento de potencia denominado “step up” a un



valor mayor (generalmente el máximo de la lámpara) por el resto del intervalo de polimerizado, suelen ser 30 segundos. (47)

**-Rampa:** La polimerización comienza a baja potencia seguido de un incremento lineal hacia una potencia mayor (usualmente el máximo de la lámpara) por diez segundos, y luego permanece a esa potencia por el resto del intervalo de tiempo de polimerizado. (48)

**-Pulse:** En el curado de pulsado-retardado, una exposición de luz muy corta (pulsado simple) a baja intensidad, se aplica sobre la resina y se hace una pausa de aproximadamente 10 segundos o más y posteriormente, se aplica una nueva emisión de luz (segundo pulsado) a mayor intensidad y de mucho mayor tiempo a completar el ciclo completo de 40 o 60 segundos. Este protocolo, también es conocido como polimerización con paso incremental interrumpido. (49)

### 2.2.7. LÁMPARAS DE FOTOPOLIMERIZACIÓN:

También llamadas lámparas de fotocurado, las primeras unidades de energía radiante para la polimerización de las resinas compuestas, fueron con luz ultravioleta en la década de los setenta. (50) En el reporte del consejo de Materiales Dentales de la Asociación Dental Americana publicado en su revista oficial J.A.D.A Vol.92, Abril 1976, se destacan una serie de daños potenciales y lesiones tanto en el paciente como en el personal operador expuestos al trabajo con estas unidades de luz ultravioleta, destacándose efectos sobre células y virus comúnmente presentes en la cavidad bucal, gatillando su potencial oncogénico, debiendo por ello minimizar la exposición de los tejidos a dichas radiaciones, por todo lo anteriormente expuesto, estas unidades de luz ultravioleta posteriormente fueron descontinuadas. (51)



Así pues, desde mediados de los ochenta y hasta mitad de los noventa, la principal fuente de iluminación utilizada fue la lámpara halógena, tuvo una escasa evolución cualitativa durante ese período, ya que los principales esfuerzos científicos se encaminaron hacia la mejora de la polimerización mediante el desarrollo y la evolución de la composición química de los materiales fotocurables.

La principal misión de la lámpara de fotoactivación en el proceso de endurecimiento del composite o su aplicación sobre un agente blanqueador, consiste en la activación, mediante su energía lumínica, de los compuestos químicos fotoiniciadores existentes en la propia formulación del material, los cuales desencadenarán la reacción química de transformación del producto inicial en el producto final deseado. La luz visible es transmitida a lo largo de una varilla de cuarzo que puede tener alguna protección para evitar la dispersión de la radiación, cubiertas de plástico o pintadas de color y que pueden o no constar de filtros en su interior que seleccionan la longitud de la luz visible esto de acuerdo del tipo de sistema de fotocurado que se utilice. (52)

Los cuatros sistemas de luz utilizados actualmente son:

1. Halógena de Cuarzo – Tungsteno (TQH), Halógena de Alta Intensidad (HHI)
2. L. E. D.
3. Plasma ARC (PAC)
4. Láser

#### **2.2.7.1. LUZ L. E. D.**

Las lámparas L.E.D, vale decir, “Light Emitting Diode” o diodo emisor de luz, se introducen en el mercado en 1995 y siguen vigentes hasta la actualidad.

El funcionamiento se basa en un material semiconductor, al cual cuando se le aplica energía eléctrica provoca una recombinación de



cargas, y producto de este proceso se libera luz, específicamente se emite una luz azul en el rango de los 440-490 nm, con un pico de 460 nm, permitiendo así activar el fotoiniciador y producir la fotopolimerización del material. (53)

**a. Mecanismo de acción de lámpara de luz L.E.D.**

Las lámparas tipo L.E.D. tienen una combinación de dos semiconductores diferentes. Los semiconductores n-doped y los p-doped (por sus siglas en inglés n-estimulado es carga negativa y p-estimulado es carga positiva). Los semiconductores n-estimulado poseen un exceso de electrones mientras que los semiconductores p-estimulado carecen de electrones y además poseen “hoyos” en su estructura. (54)

Cuando estos dos tipos de semiconductores se combinan con un voltaje, los electrones del semiconductor n-estimulado se conectan con los espacios libres de electrones creados por el semiconductor p-estimulado, este movimiento genera una diferencia de energía que se libera en forma de fotones de luz. Un haz de luz con una longitud de onda característica es formada y emitida por la terminal LED. El color de la luz LED es la característica más importante. Está determinada por la composición química de la combinación de semiconductores. (55)

La calidad de la polimerización depende del estrecho pico de absorción del sistema iniciador, y hace del espectro de emisión un factor clave para la correcta polimerización de las resinas. La banda de absorción de la canforquinona oscila entre 360 y 520 nm. Su pico máximo es de 465nm. Dentro de este rango, la emisión óptima de la luz debería estar entre 450 y 490nm. La mayoría de los fotones emitidos por la LED interaccionan con la canforquinona.

El espectro de longitud de onda de luz emitida se determina por la elección de los materiales semiconductores en combinación con el





respectivo material contaminante. Los semiconductores más utilizados son del grupo de elementos 3° y 5° de la tabla periódica. Éstas son sustancias tales como fosforo de galio (GaP), fosforo de aluminio, galio y arsénico (AlGaAs) o nitruro de galio (GaN) (56).

En contraste con las LED convencionales, las LED de alta intensidad usan un semiconductor cristalino sustancialmente más largo, lo que incrementa la intensidad de luz y el área iluminada, estableciendo una disminución del 50% de reducción del tiempo de exposición. El calor producido se disipa mediante un dispositivo de aluminio integrado. (57)

Se observó que aunque las lámparas LED no emiten calor, si se llega a generar calor en la punta emisora de luz por el efecto fototérmico de los fotones y en el material por la reacción exotérmica de la polimerización; además de que este tipo de emisor de luz, es en algunos sistemas incompatible con materiales que utilizan fotoiniciadores en el rango de 400-450 nm.

Se ha realizado estudios sobre los sistemas de polimerización por lámparas LED, han demostrado que algunas lámparas que tienen una gran cantidad de diodos, pueden generar una cantidad significativa de calor y que esto deteriora los sistemas internos y a los diodos, por lo que muchas de las lámparas más actuales presentan dentro de su funcionamiento ventiladores que disipan este calor. (58)

Entre las principales ventajas de este tipo de lámpara destaca el aumento en el tiempo de vida que es superior a 10,000 horas, con un mínimo desgaste en su rendimiento. Otras ventajas son: el no requerir filtros para la producción del espectro de luz, su resistencia a la vibración, pesan poco y son inalámbricas. (59)

### **2.2.9.1. L.E.D. de primera generación**



Las lámparas de primera generación fueron introducidas en el año 2000. En general, el diseño constaba de una lámpara compuesta por múltiples unidades individuales que funcionaban al unísono, cada chip entregaba 30-60mw ubicados de tal forma que en conjunto lograban la potencia suficiente para activar la CQ. Poseían una potencia máxima de  $300 \text{ mw/ cm}^2$ . (60)

La radiación producida no era equiparable a la de las lámparas halógenas a pesar de que la gran mayoría de la radiación producida por LED se encontraba dentro del rango de longitud de onda para la activación de la CQ. Además, la alimentación se encontraba basada en baterías Ni-Cad que tenían un pobre desempeño. (61)

#### **2.2.9.2. L.E.D. de segunda generación.**

Gracias a avances realizados el año 2000 fue posible introducir múltiples diodos en un solo chip. Los fabricantes comenzaron a desarrollar nuevos chips de 1W (140)mw de salida en las luces de fotocurado. Estos eran elaborados para emitir en la longitud de onda específica para la CQ siendo denominados como LED's dentales azules. La segunda generación cuentan con una intensidad entre 300 y  $1400 \text{ mW/cm}^2$ , lo que propicia una polimerización efectiva, reduciendo tiempo y es comparado a las unidades de fotopolimerización halógena. (62)

El principal problema de los LED de segunda generación, es que solamente cubren bien la banda del espectro que corresponde a la canforquinona y, por tanto, no serán capaces de promover la polimerización a partir de los demás fotoiniciadores que se hallan en algunos composites del mercado (fenilpropandiona, lucerina TPO e ivocerina). En estos casos, o no se producirá fotopolimerización del material o ésta será inferior a la deseada. (63)

#### **2.2.9.3. L.E.D. de tercera generación.**



Las lámparas de tercera generación buscaron terminar con la limitación de sus predecesoras en la activación de foto iniciadores alternativos. Para esto las primeras unidades constaban de un chip de 5W, rodeado de 4 Leds violetas de baja potencia. Estas unidades se encuentran normalmente alimentadas por baterías de NiMH o Li-ion y son capaces de activar cualquier tipo de resina gracias a su amplio rango de longitud de onda.

Los LED de tercera generación, consiguen cubrir todos los fotoiniciadores por lo que no tendrán problemas para fotopolimerizar cualquier resina independientemente del fotoiniciador que lleve.

LED polywave de Ivoclar logra un óptimo espectro de banda ancha desde 380 nm a 515 nm, gracias a los dos LED que se utilizan; uno con aproximadamente una longitud de onda dominante de 410 nm y el otro con aproximadamente 470 nm; Bluephase está indicada para todos los materiales fotopolimerizables. (64)

Por este motivo hay que descartar los LED de segunda generación y optar siempre por los de tercera generación. Por otro lado, no hay diferencias entre lámparas halógenas y LED de 3ª generación en cuanto a grado de polimerización, microfiltración marginal en dentina o esmalte, contracción de polimerización, desgaste y dureza superficial del composite polimerizado, propiedades físicas del composite polimerizado o fuerza de adhesión de los adhesivos. (65)

Las LED de alta intensidad usan un semiconductor cristalino sustancialmente más largo, lo que incrementa la intensidad de luz y el área iluminada, estableciendo una disminución del 50% de reducción del tiempo de exposición. El calor producido se disipa mediante un dispositivo de aluminio integrado. La alta



conductividad de este material asegura una baja temperatura mantenida, durante una operación de bastantes minutos mantenida, protegiendo la longevidad de la lámpara. Cuando la luz se desconecta, el calor temporalmente almacenado se distribuye por el medio. Este mecanismo sólo es posible con un almacenamiento de calor moderado, que se consigue con las LED, ya que reducen a un 5 % el calor producido por una lámpara de luz halógena convencional. (66)

#### **La lámpara de luz LED que se utilizará en este estudio:**

Es lámpara LED H -Woodpecker, presenta tres modo de trabajo:

-Modo 1-Full

-Modo 2-Rampante

-Modo 3-Pulsátil

- Presenta una intensidad de luz de 1000 mW/cm<sup>2</sup>-1200mW/cm<sup>2</sup>
- Longitud de onda: 420nm- 480nm

Se utilizará el modo de trabajo full.

### **2.2.8. CERÓMEROS**

El cerómero es un material a base polímero optimizado, incorporado en su composición partículas finas de cerámica y fibras reforzadas.

Los cerómeros están constituidos por partículas inorgánicas embebidas en una matriz orgánica unidas ambas partes por compuestos de silicio. (67)

Presenta un alto contenido de relleno inorgánico (75-85%); micro partículas de cerámica y con un relleno intersticial de matriz orgánica de polímeros.

Posee una elevada resistencia a la torsión y un índice de abrasión similar al esmalte dental. Lo cual proporciona una mejor función y estética mejorada



Se diferencian a las porcelanas por una elevada biocompatibilidad a la estructura dental, con la ventaja de poder ser utilizado como libres de metal y tener mayor resistencia ante las fracturas además de menor abrasividad. Estas propiedades brindan una excelente opción de tratamiento donde las porcelanas no son una alternativa. (68)

#### **2.2.10.1. COMPOSICIÓN DE LOS CERÓMEROS**

Los cerómeros están constituidos por una matriz inorgánica compuesta de vidrios como zirconio, sílice, bario, flúor, boro silicato, entre otros, de diferentes tamaños que oscilan entre 0.5 y 30  $\mu\text{m}$ . (69)

Caracterizado por una estabilidad cromática y no adherencia a la placa bacteriana.

Están incorporados de un relleno de partículas cerámicas finas tridimensionales, especialmente desarrolladas y homogenizadas (aproximadamente el 80% en peso) y embebidas en una matriz orgánica avanzada, con un óptimo potencial para polimerizar por luz y calor.

Mientras algunas resinas convencionales de composite contienen sólo moléculas bifuncionales de Bis-GMA, un cerómero es más complejo, ya que tiene grupos polifuncionales. Tales configuraciones otorgan el potencial para crear un entrecruzamiento de mayor nivel y un aumento en la conversión de enlaces dobles, lo que da como resultado una mayor resistencia del material.

Debido a su composición y estructura, los cerómeros mezclan las ventajas de las cerámicas con la tecnología de resinas compuestas de última generación. La fase cerámica (inorgánica) del material aporta las cualidades de estética duradera, resistencia a la abrasión y la alta estabilidad. La fase de resina (orgánica) del material



determina una mayor capacidad de pulido, una unión efectiva con la resina de cementado, el bajo grado de fragilidad, una menor susceptibilidad a la fractura, así como la facilidad para el ajuste final y las posibles reparaciones en clínica. Los cerómeros están clasificados como un tipo de restauración conservadora, dado que refuerzan la estructura dental restante a través del cementado adhesivo con la nueva generación de cementos de resina y sistemas adhesivos dental. (70)

### **2.2.10.2. PROPIEDADES FÍSICAS**

- a) Alta estética: Desde un diente monocromático hasta uno altamente caracterizado con coloraciones especiales, tantas como sean necesarias para tener como resultado una pieza que esté en armonía con su entorno dento-bucal biológicamente.
- b) Elevada biocompatibilidad que presentan con la estructura dental, pueden ser utilizados libres de metal.
- c) Gran resistencia ante las fracturas.
- d) Baja abrasividad.
- e) Fotopolimerizables su control de la contracción durante la polimerización (esta es mínima) debido a que esta ocurre fuera de la boca.
- f) Facilidad en su manejo el material mismo nos permite elaborar en un tiempo realmente corto una pieza perfectamente detallada. Biomecánicamente compatible tanto con la mucosa como con los demás dientes contiguos y antagonistas ofreciendo además una conservación del tejido dental.
- g) Dureza: Con el sistema Artglass, Heraeus Kulzer presenta un material que imita al diente natural, adaptándose a la fisiología del paciente. Observamos que el Artglass presenta una dureza



ligeramente superior a los dientes naturales, pero ésta dureza guarda una relación en cuanto a los valores con ellos. Esto no ocurre con las cerámicas convencionales, las cuales tienen unos valores de dureza excesivamente superiores al diente. Los materiales de composite han demostrado históricamente una resistencia al desgaste oclusal inferior al adecuado.

h) Módulo de elasticidad: El módulo de elasticidad mide la deformación del material aplicando una fuerza sobre cuerpos de una misma dimensión. A valores menores, mayor elasticidad presenta el material, aumentando así la absorción de la carga transmitida al soporte de la prótesis por parte del material. En las pruebas realizadas, Artglass presentó una elasticidad muy superior a las cerámicas convencionales (10 GPa vs. 70 GPa), e incluso, superior a los dientes naturales (20 GPa).

i) Resistencia a la fractura: La resistencia de un material a la fractura mide la energía que puede absorber un cuerpo sin llegar a fracturarse. Como muestran los estudios realizados, restauraciones de Artglass son aprox. 2.3 veces más resistentes que restauraciones metalo-cerámicas; ya que son capaces de absorber una mayor energía antes de fracturarse. (71)

### **2.2.10.3. Indicaciones Y Contraindicaciones:**

#### **a) Indicaciones:**

- Coronas unitarias anteriores
- Incrustaciones ( Inlay/onlay)
- Prótesis fija con armazón metálico.
- Coronas posteriores y prótesis fijas reforzadas con fibras –Metal free.
- Necesidad de una restauración con buen aspecto en comparación con los dientes colocados en una prótesis dental removible o en una prótesis completa.



- Uso de preparaciones dentales conservadoras en pilares intracoronaes.
- Deseo de una prótesis sin metal y sin porcelana (Esto es especialmente importante para personas con alergias a metales).

**b) Contraindicaciones:**

- Cuando las piezas dentales se colocan en márgenes profundamente en el surco.
- En brecha larga de dos o más pónico
- Pacientes con hábitos parafuncionales.

**2.2.10.4. Cerómero: Signum Ceramis**

Signum ceramis es un producto de alta tecnología basado en la investigación de Heraeus Kulzer: Un composite con una resistencia al impacto ideal y los colores brillantes de un diente natural. Se manejan restauraciones libres de metal que sólo podía hacer previamente con una cerámica especial. Para restauraciones estéticas y fiables con una vida extra larga y que carecen de estructura.

Surtido de 8 colores para la fabricación de restauraciones libres de metal tales como Incrustaciones, Reconstrucciones o Coronas Completas. (72)

Cerómero	Fabricante	Matriz	Tamaño de partícula	Partícula de carga	Tipo de Polimerizador
----------	------------	--------	---------------------	--------------------	-----------------------



**“PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACIÓN DE DOS CEMENTOS DE RESINA DUAL  
INTERPONIENDO BLOQUES DE CERÓMERO DE DIFERENTES ESPESORES Y  
EVALUANDO A DISTINTOS TIEMPOS”**



Signum	Heraus Kulzer	Éster del ácido metacrilítico multifuncional	Microhíbrid a.	Dióxido silicio	de	Luz / calor
--------	------------------	--	-------------------	--------------------	----	-------------



## **CAPÍTULO III: HIPÓTESIS, VARIABLES Y DEFINICIONES OPERACIONALES**

### **3.1. HIPÓTESIS**

#### **3.1.1. Hipótesis De Trabajo**

Existen diferencias significativas en la profundidad de polimerización de los cementos resina dual interponiendo bloques de cerómero a diferentes espesores y evaluando en distintos tiempos, utilizando lámpara de luz LED.

#### **3.1.2. Hipótesis Nula**

No existen diferencias significativas en la profundidad de polimerización de los cementos de resina dual interponiendo bloques de cerómero a diferentes espesores y evaluando en distintos tiempos, utilizando lámpara de luz LED.



### 3.2. OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES

VARIABLE	INDICADOR	CATEGORIZACIÓN	ESCALA DE MEDICIÓN
<b>TIEMPO</b>	Momento de medición	-Inmediato -Después de 24 horas	NOMINAL
<b>PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACIÓN</b>	Micrómetro 0.01mm	<ul style="list-style-type: none"> <li>• &lt;0.5 mm (NO ACEPTABLE)</li> <li>• &gt; 0,5 mm (ACEPTABLE)</li> </ul>	INTERVALO
<b>GROSOR DE CERÓMERO</b>	CERÓMERO Sigmun Ceramis- Heraeus Kulzer A3	<ul style="list-style-type: none"> <li>• 2 mm (alto)</li> <li>• 4 mm (alto)</li> <li>• 6 mm (alto)</li> </ul>	ORDINAL
<b>CEMENTO DE RESINA DUAL</b>	Cemento de resina Dual	Variolink N -Ivoclar Universal (A3)	NOMINAL
	Cemento de resina Dual	All Cem- FGM A3	NOMINAL



## CAPÍTULO IV: METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN

### 4.1. DISEÑO

- Experimental, porque se medirá mediante un estudio in vitro la profundidad de polimerización de dos cementos duales
- Longitudinal, debido a que se realizarán las mediciones correspondientes en 2 ocasiones en cada una de las unidades de grupo.
- Prospectivo, ya que las mediciones serán de primera fuente y serán registradas luego de realizar el estudio.
- Analítico, porque se pondrá a prueba una hipótesis planteada.

### 4.2. ÁMBITO DE ESTUDIO

Este estudio se realizó en la “Clínica Odontológica De La Universidad Privada De Tacna”

### 4.3. POBLACIÓN Y MUESTRA

#### **Muestra:**

El tamaño de la muestra para este diseño experimental fue determinado mediante el software G\*Power 3.1.9.2 tomando los siguientes valores criterios:

- **Prueba Estadística:** ANOVA: Fixed effects, omnibus, one-way
- **Prueba Familiar:** F tests
- **Tipo de Análisis de Poder:** A priori: Compute required simple size – given  $\alpha$ , power, and effect size

Input Parameters		Output Parameters		
Determine =>	Effect size f	0.5	Noncentrality parameter $\lambda$	11.5000000
	$\alpha$ err prob	0.05	Critical F	4.0617065
	Power (1- $\beta$ err prob)	0.9	Numerator df	1
	Number of groups	2	Denominator df	44
			Total sample size	46
			Actual power	0.9124984

**Fig. 3.- Resultado del cálculo del tamaño de la muestra con el programa G\*Power 3.1.9.2. Este determinó un tamaño de muestra de 46.**

Se realizó con un tamaño de efecto 0,5 (largo) un poder estadístico de 0,9 calculado para 2 grupos de estudio, con un intervalo de confianza definido como 95% ( $\alpha=0,05$ ). Este análisis arrojó un tamaño total de muestra de 46. El tamaño total de la muestra fue definido entonces en forma arbitraria en 60 muestras formando dos grupos de 30 fueron divididos en subgrupos de 15, con 05 muestras de cemento de resina dual distribuidas respectivamente por cada interposición de los bloques de cerómeros con espesores 2mm ,4mm y 6mm. Un subgrupo de 15 muestras de cemento de resina dual fue medido inmediatamente como lo indica Norma ISO 4049:2009. La prueba se repitió con las siguientes 15 muestras del grupo con la diferencia que fueron medidos 24 horas después. Las muestras fueron expuestas a 40s de fotopolimerización por la Lámpara de luz LED-H de segunda generación.

### **Materiales:**

- Formador metálico con cilindros de 6 mm de alto y 4mm de diámetro.
- Tres Bloques de Cerómero (Sigma, Heraeus Kulzer, , color A3) con las siguientes medidas: 1 espécimen de 2mm de alto, y 6mm. de diámetro, 1 espécimen de 4mm de alto, y 6mm. de diámetro, 1 espécimen de 6mm de alto y 6mm de diámetro.
- Cemento de Resina dual:
  - All Cem- FGM (Color A3)
  - Variolink N (color A3)



- Dos portaobjetos para microscopia
- Tiras de cinta de celuloide.
- Bisturí N° 10.
- Lámpara de Luz LED Woodpecker: 850 mW/cm<sup>2</sup>-1000 mW/cm<sup>2</sup>
- Espátula de plástico
- Radiómetro para lámpara de Luz LED

#### **4.3.1. Procedimiento**

Se realizó 60 muestras en total de cemento de resina dual se dividieron por dos grupos Grupo “A” y Grupo “B”, cada grupo fue conformado por 30 muestras de cemento de resina dual. El Grupo “A” representó al cemento de resina Dual, Variolink N (color A3) y el Grupo “B” al cemento de resina Dual All Cem- FGM (Color A3).

En cada grupo se realizó la siguiente operación, en el Grupo “A” de 30 muestras de cemento de resina dual Variolink N. Para realizar la evaluación de profundidad de polimerización el grupo estará dividido en subgrupos de 05 respectivamente por cada interposición de los bloques de cerómeros con espesores 2mm ,4mm y 6mm; en total 15 muestras.

-El primer paso que se realizó en este estudio fue medir la intensidad de la Lámpara de Luz LED H - Woodpecker, con 2 radiómetros que mostraron una intensidad de luz entre 950- 1000mw/cm<sup>2</sup>.

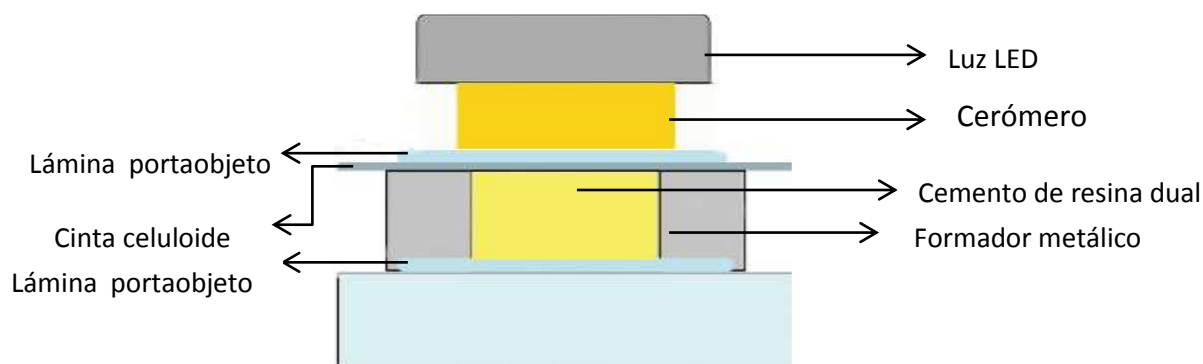
-Posteriormente se siguió la prueba como lo indica la Norma ISO 4049:2009, se utilizó un formador metálico de 6 mm de largo y 4mm de diámetro con un orificio de lado a lado, se colocó vaselina para evitar la adhesión al metal; por abajo del formador metálico se colocó un portaobjetos de microscopia y se procedió a mezclar según lo indica el fabricante y el llenado con los cementos de resina dual los cilindros metálicos, poco a poco y condensando para evitar la producción de burbujas de aire, dejando ligeramente un exceso de cemento de resina dual ; sobre este se colocó en la parte superior una tira de cinta de celuloide, arriba de esta cinta se colocó el segundo portaobjeto para microscopia y se

presionó con el fin de eliminar el exceso de material. Luego se removió solo el portaobjetos de microscopia, se colocó el bloque de cerómero (2mm, 4mm, ó 6mm) (Sigmun Ceramis- Heraeus Kulzer A3) se fotopolimerizó por 40 segundos sobre el bloque de cerómero. Se realizó 05 muestras por cada espesor de cerómero.

Se desmoldó las muestras de cada cilindro, y se retiró el exceso del extremo superior con ayuda del bisturí N° 10, luego suavemente se removió el material sin polimerizar con una espátula de plástico. Por último se midió inmediatamente con el micrómetro digital con exactitud de 0.01 mm las muestras que si llegaron a ser polimerizadas.

Está operación se repitió con los siguientes 15 muestras del grupo “A”, con la diferencia que fue medida 24 horas después. Lo anterior establecido con el grupo “A” la evaluación se repitió precisamente igual, para el grupo “B”

Los grupos de 15 muestras respectivamente para el cemento A y B para la evaluación después de 24 horas se guardaron en una caja metálica quirúrgica a temperatura ambiente.



**Figura. 4.-** Esquema tomado del proceso de fotopolimerización según Norma ISO 4049:2009 (23) y según la investigación de M. Caro (5).Cemento de resina dual en el formador metálico 6 mm de profundidad, donde se puede apreciar el portaobjeto interpuesto así como el bloque de cerómero previo a su polimerización.



#### **4.4. CRITERIOS DE INCLUSIÓN**

- Cemento resinoso dual en buen estado.
- Cementos de resina dual refrigerados.
- Cemento resinoso dual color A3.
- Lámpara de luz LED mayor a 400 mW/cm<sup>2</sup>.

#### **4.5. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN**

- Cemento resinosos duales que no cumplan con las normas mencionadas.
- Cementos resinosos duales autoadhesivos.

#### **4.6. INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS**

En este estudio se aplicó para la recolección de datos de la profundidad de polimerización de los cementos duales, Con el siguiente instrumento:

- Guía de Cotejo.**- Instrumento codificado, que registra los datos de profundidad de polimerización de los cementos duales A y B. Ficha de elaboración propia. Ver Anexos.





## **CAPITULO VI: RESULTADOS E INTERPRETACIÓN DE DATOS**

### **6.1. RESULTADOS DE LA PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACIÓN**

#### **6.1.1. Resultados De La Profundidad De Polimerización Del Cemento A Dictado Por Norma Iso4049:2009**

**TABLA N°01**

<b>Evaluación Inmediata</b>					<b>Evaluación después de 24 horas</b>		
	<b>N° de Muestra</b>	<b>Bloque de Cerómero 2mm</b>	<b>Bloque de Cerómero 4mm</b>	<b>Bloque de Cerómero 6mm</b>	<b>Bloque de Cerómero 2mm</b>	<b>Bloque de Cerómero 4mm</b>	<b>Bloque de Cerómero 6mm</b>
<b>Cemento A (Allcem-FGM)</b>	1°	1,35	0,45	0,15	3	2,95	2,95
	2°	1,45	0,55	0,1	3	3	2,95
	3°	1,4	0,5	0,15	3	3	3
	4°	1,35	0,45	0,2	3	3	3
	5°	1,3	0,8	0,05	3	3	3

**Interpretación.-** Tabla de los resultados del cemento A “ALL-CEM” divididos entre 2 según corresponde la norma ISO4049:2009 en la evaluación inmediata y después de 24 horas.

**Fuente:** Ficha de recolección de datos elaboración propia



**6.1.2. Resultados De La Profundidad De Polimerización Del Cemento B  
Dictado Por Norma Iso4049:2009**

**TABLA N° 02**

	Evaluación Inmediata			Evaluación después de 24 horas			
	Número de Muestra	Bloque de Cerómero 2mm	Bloque de Cerómero 4mm	Bloque de Cerómero 6mm	Bloque de Cerómero 2mm	Bloque de Cerómero 4mm	Bloque de Cerómero 6mm
<b>Cemento B (Variolink N -Ivoclar)</b>	1°	1,15	0,05	0	3	2,9	2,85
	2°	1,2	0,1	0	3	2,9	2,9
	3°	1	0,15	0	3	2,95	2,9
	4°	1,05	0,1	0	3	2,95	2,95
	5°	0,95	0,05	0	3	3	2,95

**Interpretación.-** Tabla de los resultados del cemento B “VARIOLINK-N” divididos entre 2 según corresponde la norma ISO4049:2009, en la evaluación inmediata y después de 24 horas.

**Fuente:** Ficha de recolección de datos elaboración propia



## 6.2. INTERPRETACIÓN DE DATOS

Reunidos los resultados fueron tabulados y divididos entre 2 según lo dicta la norma ISO4049:2009.

Preliminar a la realización de las pruebas estadísticas se describió la muestra de los valores de profundidad de polimerización para cada grupo y se determinó el tipo de distribución presentada por estos mediante el test de Shapiro-Wilk, el cual arrojó normalidad para todos los grupos. Posterior a esto, se realizó un test de análisis de varianza ANOVA de una vía con corrección de Bonferroni ( $p < 0,05$ ).

**TABLA N°3**

### **Resultados Estadísticos De La Estimación De La Normalidad**

<b>TIPO DE CEMENTO</b>	<b>Tiempo de evaluación</b>	<b>de Grosor de cemento</b>	<b>VALOR P</b>
<b>A</b>	<b>INMEDIATA</b>	<b>2 mm</b>	<b>0,896</b>
<b>A</b>	<b>INMEDIATA</b>	<b>4 mm</b>	<b>0,896</b>
<b>A</b>	<b>INMEDIATA</b>	<b>6 mm</b>	<b>0,896</b>
<b>A</b>	<b>24 HORAS</b>	<b>2 mm</b>	<b>0,671</b>
<b>A</b>	<b>24 HORAS</b>	<b>4 mm</b>	<b>0,180</b>
<b>A</b>	<b>24 HORAS</b>	<b>6 mm</b>	<b>0,655</b>
<b>B</b>	<b>INMEDIATA</b>	<b>2 mm</b>	<b>1,00</b>
<b>B</b>	<b>INMEDIATA</b>	<b>4 mm</b>	<b>0,89</b>
<b>B</b>	<b>INMEDIATA</b>	<b>6 mm</b>	<b>1,00</b>
<b>B</b>	<b>24 HORAS</b>	<b>2 mm</b>	<b>0,819</b>
<b>B</b>	<b>24 HORAS</b>	<b>4 mm</b>	<b>0,819</b>
<b>B</b>	<b>24 HORAS</b>	<b>6 mm</b>	<b>0,819</b>

**Interpretación.- Test de Normalidad (Shapiro-Wilk) por grupo:** Al ser todos los valores  $>0,05$  se asume una distribución normal para todos los grupos en estudio por lo que es posible realizar test paramétricos.

### 6.3. INTERPRETACIÓN DE DATOS DEL CEMENTO A

TABLA N°4

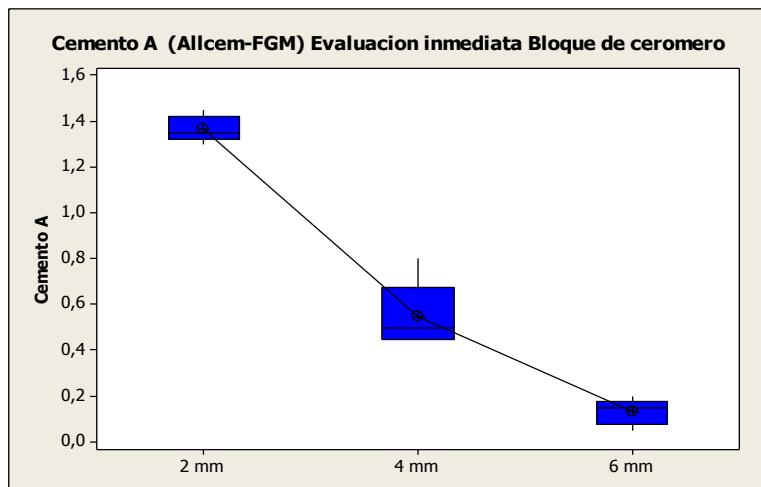
**Profundidad De Polimerización De Cemento A Interponiendo Bloques De Cerómero A Diferentes Espesores (2mm, 4mm, 6mm)**

(Evaluación inmediata)

#### DESCRIPCIÓN ESTADÍSTICA DE LA MUESTRA

CEMENTO A (Allcem- FGM)	Evaluación inmediata				
	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
2 mm	5	1,3	1,45	1,37	0,057
4 mm	5	0,45	0,80	0,55	0,146
6 mm	5	0,05	0,20	0,13	0,057

Gráfico N°1



**Fuente:** Ficha de recolección de datos elaboración propia

**Interpretación.-** Al realizar el experimento en la evaluación inmediata en el cemento A observamos, cuando se interpuso el bloque de cerómero con espesor de 2mm, se obtuvo el mayor promedio con 1,37mm. Cuando se interpuso el bloque de cerómero con espesor de 4mm, se obtuvo una media de 0,55 mm y el menor promedio fue al interponer el cerómero de 6 mm de espesor con 0,13 mm.

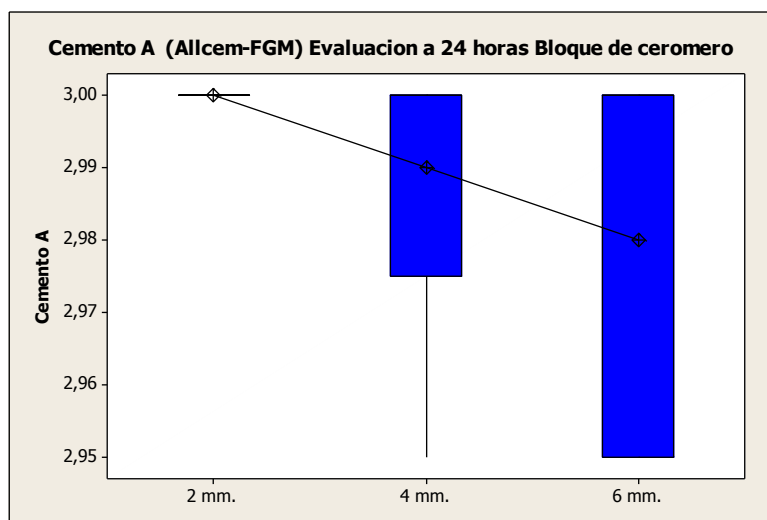
**TABLA N°5:**

**Profundidad De Polimerización De Cemento A (ALLCEM FGM) Interponiendo  
Bloques De Cerómero A Diferentes Espesores (2mm, 4mm, 6mm)  
(Evaluación después de 24 horas)**

DESCRIPCIÓN ESTADÍSTICA DE LA MUESTRA

CEMENTO	Evaluación a las 24 horas				
	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
<b>A (Allcem-FGM)</b>					
<b>2 mm</b>	5	3	3,00	3,00	0,000
<b>4 mm</b>	5	2,95	3,00	2,99	0,022
<b>6 mm</b>	5	2,95	3,00	2,98	0,027

**Gráfico N° 2**



**Fuente:** Ficha de recolección de datos elaboración propia

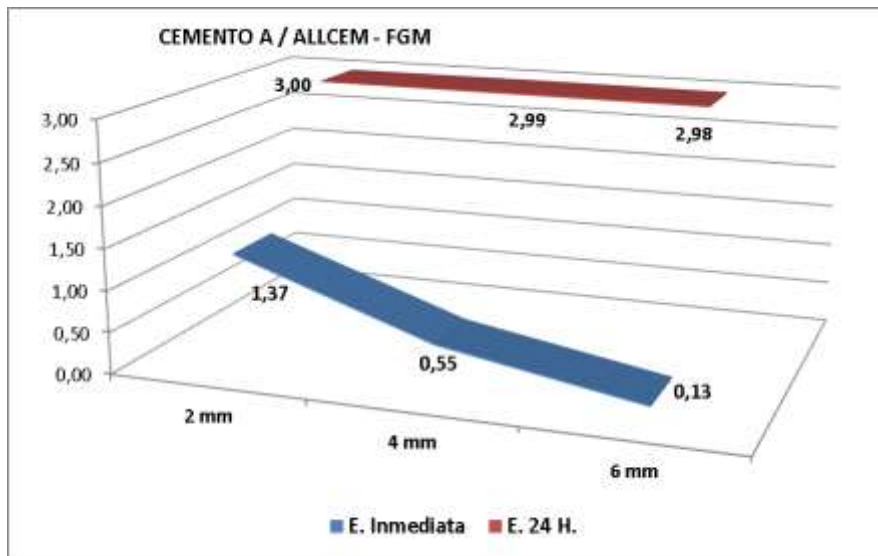
**Interpretación.-** Al realizar el experimento evaluando después de 24 horas en el cemento A observamos, cuando se interpuso el bloque de cerómero con espesor de 2mm, se obtuvo el mayor promedio con 3mm. Cuando se interpuso el bloque de cerómero con espesor de 4mm, se obtuvo una media de 2,99 mm y el menor promedio fue al interponer el cerómero de 6 mm de espesor con 2,98mm.

## 6.4. INTERPRETACIÓN DEL GRÁFICO COMPARATIVO DE MEDIAS DEL CEMENTO A

### GRÁFICO N°3

Comparación De La Profundidad De Polimerización Del Cemento A, Interponiendo Bloques De Cerómero A Diferentes Espesores Y Con Distintos Tiempos

(Evaluación Inmediata y Después de 24 Horas)



**Interpretación.-** En este gráfico se puede observar las diferencias de las medias del Cemento A en la evaluación inmediata y después de 24 horas, cuando se interpuso el bloque de cerómero de 2 mm, el promedio en la evaluación inmediata es de 1,37mm, con diferencia de cuando el cemento fue evaluado después de 24 horas, se obtuvo un promedio mayor de 3mm, se identifica la diferencia de los resultados como los mayores promedios del grupo.

Cuando se interpuso el bloque de cerómero de 4 mm en la evaluación inmediata, el cemento A arrojó un resultado menor de 0,55 mm, con diferencia de cuando se evalúa a las 24 horas se obtuvo un mayor promedio de 2,99mm.

Se identifica los menores promedios de este grupo, cuando se interpuso el bloque de cerómero de 6 mm; en la evaluación inmediata el cemento A presentó un resultado de 0 mm, con diferencia de cuando fue evaluado después de 24 horas se obtuvo un mayor promedio de 2,98mm.



## 6.5. INTERPRETACIÓN DE DATOS DEL CEMENTO B

TABLA N°6

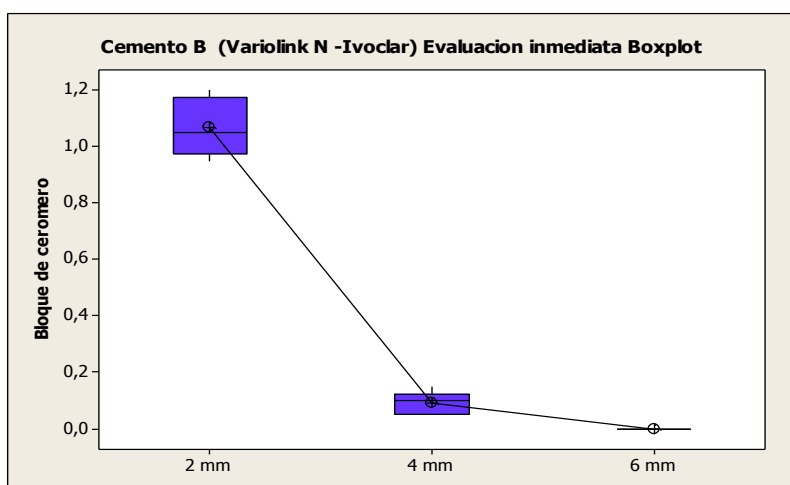
**Resultado De La Profundidad De Polimerización Del Cemento B, Interponiendo Bloques De Cerómero A Diferentes Espesores (2mm, 4mm, 6mm)**

**(Evaluación Inmediata)**

DESCRIPCIÓN ESTADÍSTICA DE LA MUESTRA

CEMENTO B (Variolink N-Ivoclar)	Evaluación Inmediata				
	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
2 mm	5	0,95	1,20	1,07	0,104
4 mm	5	0,05	0,15	0,09	0,042
6 mm	5	0	0,00	0,00	0,000

GRÁFICO N°4



**Fuente:** Ficha de recolección de datos elaboración propia

**Interpretación.-** Al realizar el experimento en la evaluación inmediata en el cemento B observamos, cuando se interpuso el bloque de cerómero con espesor de 2mm, obtuvo el mayor promedio con 1,07mm Cuando se interpuso el bloque de cerómero con espesor de 4mm, se obtuvo un promedio de 0,09 mm y el menor promedio fue al interponer el cerómero de 6 mm de espesor con un resultado de 0mm.



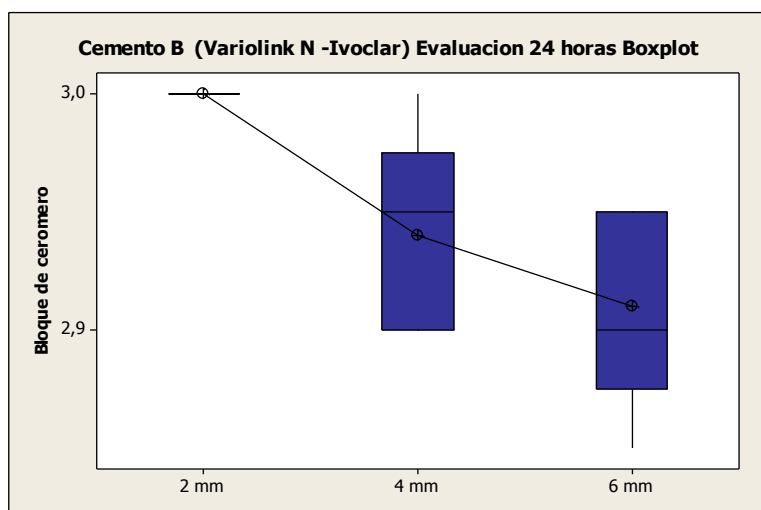
**TABLA N°7**

**Resultado De La Profundidad De Polimerización Del Cemento B, Interponiendo Bloques De Cerómero A Diferentes Espesores (2mm, 4mm, 6mm) (Evaluación Después De 24 Horas)**

DESCRIPCIÓN ESTADÍSTICA DE LA MUESTRA

CEMENTO B (Variolink N-Ivoclar)	Evaluación a las 24 horas				
	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. tít.
2 mm	5	3	3,00	3,00	0,000
4 mm	5	2,9	3,00	2,94	0,042
6 mm	5	2,85	2,95	2,91	0,042

**GRÁFICO N°5**



**Fuente:** Ficha de recolección de datos elaboración propia

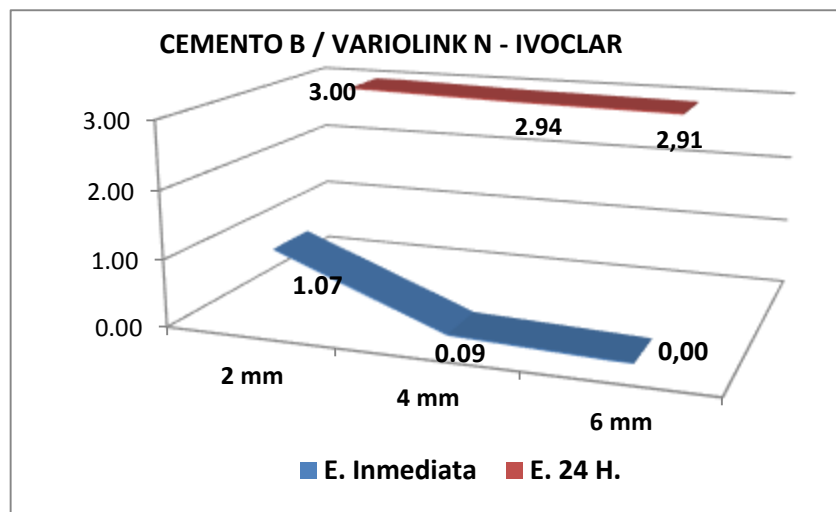
**Interpretación.-** Al realizar el experimento evaluando después de 24 horas en el cemento B observamos, cuando se interpuso el bloque de cerómero con espesor de 2mm, se obtuvo el mayor promedio con 3mm. Cuando se interpuso el bloque de cerómero con espesor de 4mm, presentó un promedio de 2,94 mm y el menor promedio fue al interponer el cerómero de 6 mm de espesor con 2,91mm.



## 6.6. INTERPRETACIÓN DE DATOS DEL CEMENTO B COMPARACIÓN DE MEDIAS

### GRÁFICO N°6

**Comparación De La Profundidad De Polimerización Del Cemento B,  
Interponiendo Bloques De Cerómero A Diferentes Espesores Con Distintos  
Tiempos  
(Evaluación Inmediata Y Después De 24 Horas)**



**Interpretación.-** En esta gráfico se puede observar las diferencias de las medias del Cemento B en la evaluación inmediata y después de 24 horas, cuando se interpuso el bloque de cerómero de 2 mm, el promedio en la evaluación inmediata fue de 1,07mm, con diferencia de cuando el cemento fue evaluado después de 24 horas, se obtuvo una media mayor de 3mm, se identifica la diferencia de resultados como los mayores promedios del grupo.

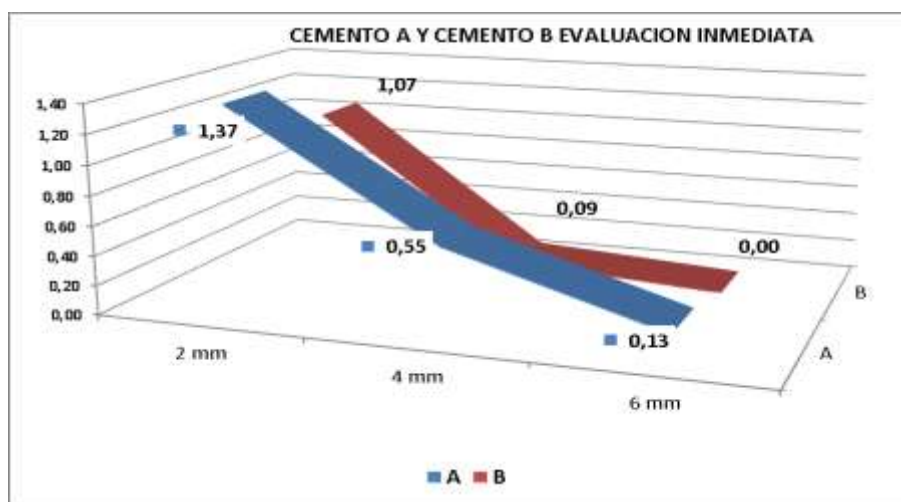
Cuando se interpuso el bloque cerómero de 4 mm, en la evaluación inmediata el cemento B presentó un resultado menor de 0,09 mm, con diferencia de cuando se evaluó el cemento después de 24 horas, se obtuvo un mayor promedio de 2,94mm.

Los menores promedios de este grupo fueron obtenidos cuando se interpuso el bloque de cerómero de 6 mm; en la evaluación inmediata el cemento B presentó un resultado de 0 mm, con diferencia de cuando el cemento fue evaluado después de 24 horas se obtuvo un mayor promedio de 2,91mm.

## 6.7. INTERPRETACIÓN DEL GRAFICO COMPARATIVO DE MEDIAS DEL CEMENTO A Y B EN LA EVALUACIÓN INMEDIATA

### GRÁFICO N°7

#### COMPARACIÓN DE LOS PROMEDIOS DE LA PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACIÓN DEL CEMENTO A Y B, INTERPONIENDO BLOQUES DE CERÓMERO A DIFERENTES ESPESORES (EVALUACIÓN INMEDIATA)



**Interpretación.-** En este gráfico comparativo se puede observar las diferencias de las medias de los cementos A y B en la evaluación inmediata. Cuando se interpuso el bloque de cerómero de 2 mm; el promedio de mayor importancia, lo obtiene el cemento A con un resultado de 1,37mm; con diferencia al cemento B que obtiene un menor promedio con 1,07mm. Se identifica la diferencia de estos dos resultados como los promedios de mayor importancia en la evaluación inmediata.

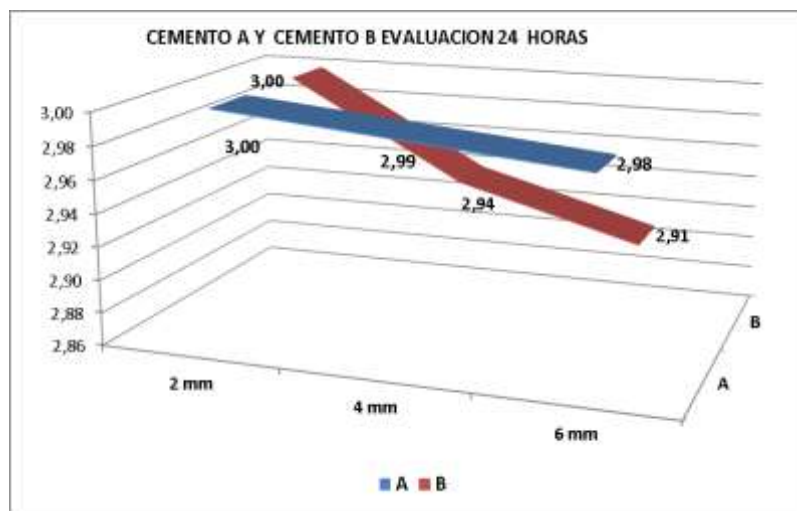
Cuando se interpuso el bloque cerómero de 4 mm, en la evaluación inmediata el cemento A presentó un resultado mayor con 0,55 mm, con diferencia del cemento B que obtuvo un menor promedio de 0,09mm.

Cuando se interpuso el bloque de cerómero de 6 mm, en la evaluación inmediata el cemento A presentó un resultado mayor con 0,13mm a diferencia del cemento B que obtuvo menor promedio con 0mm. Se identifican las diferencias de estos dos resultados como los menores promedios en la evaluación inmediata.

## 6.8. INTERPRETACIÓN DE DATOS DEL GRAFICO COMPARATIVO DE MEDIAS DEL CEMENTO A Y B EN LA EVALUACIÓN INMEDIATA

### GRÁFICO N°8

**Comparación De Los Promedios De La Profundidad De Polimerización Del  
Cemento A Y B, Interponiendo Bloques De Cerómero A Diferentes Espesores  
(Evaluación Después De 24 Horas)**



**Interpretación.-** En este gráfico comparativo se puede observar las diferencias de las medias de los cementos A y B en la evaluación después de 24 horas. Cuando se interpuso el bloque de cerómero de 2 mm; ambos cementos A y B presentaron una coincidencia en el promedio con 3mm. No se identifica diferencia en los resultados, ambos cementos presentaron promedios de mayor importancia en la evaluación después de 24 horas.

Cuando se interpuso el bloque cerómero de 4 mm, en la evaluación después de 24 horas el cemento A presentó un promedio superior con 2,99mm, con diferencia al resultado del cemento B que obtuvo un menor promedio de 2,94mm.

Cuando se interpuso el bloque de cerómero de 6 mm, en la evaluación después de 24 horas el cemento A presentó un resultado mayor con 2,98mm a diferencia del cemento B que obtuvo menor promedio con 2,91mm. Se identifican las diferencias de estos dos resultados como los menores promedios en la evaluación después de 24 horas.

## 6.9. PRUEBA DE HIPÓTESIS



### **6.9.1. Planteamiento de la hipótesis:**

H<sub>0</sub>: No Existen diferencias en la profundidad de polimerización de los cementos resina dual interponiendo bloques de cerómero a diferentes espesores y evaluando en distintos tiempos.

H<sub>a</sub>: Existen diferencias en la profundidad de polimerización de los cementos resina dual interponiendo bloques de cerómero a diferentes espesores y evaluando en distintos tiempos.

#### **1. Estableciendo el nivel de significancia**

Nivel de significancia Alfa:  $<0,05$ , 5%

#### **2. Selección de estadístico de prueba:**

Se realizó un test de análisis de varianza ANOVA de una vía con corrección de Bonferroni ( $p < 0,05$ )

#### **3. Valor de p: $< 0,05$**

Con una probabilidad de error de  $<0,05$  existe diferencia entre ambos cemento

#### **4. Toma de decisiones**

Se rechaza la hipótesis nula y se concluye que si existe diferencia en ambos cementos.

### **6.9.2. Aplicación Del Estadístico**



**TABLA N°8**  
**PRUEBA DE HIPÓTESIS**

**TABLA ANOVA**

			Suma de cuadrad os	gl	Media cuadráti ca	F	Sig.
CEME A EVALUAC ION INMED-24 HORAS	Inter-grupos (Combinada s)		4,21	8	0,526	71,35 7	,000
	Intra-grupos		0,044	6	0,007		
	Total		4,254	1 4			
CEME B EVALUAC ION INMED-24 HORAS	Inter-grupos (Combinada s)		2,639	3	0,88	10,36 1	0,00 2
	Intra-grupos		0,934	1 1	0,085		
	Total		3,572	1 4			

**Interpretación.-** En concreto, podemos observar que la comparación de diferencias del cemento A evaluado inmediatamente y después de 24 horas existe una diferencia estadísticamente significativa con un valor ( $F=71,357$  y  $SIG=0$ ). En el cemento B evaluado inmediatamente y después de 24 horas se encontró se encontró diferencias sginificativas con un valor ( $F=10,361$  y  $SIG= 0,002$ ).



## **DISCUSIÓN**

La profundidad de curado es una medida de la eficiencia de la polimerización. La metodología de esta investigación se basó en la norma ISO4049:2009, la cual dicta que el mínimo valor de profundidad de polimerización sea de 0,5mm.

El presente estudio tuvo como objetivo principal determinar la profundidad de polimerización de dos cementos de resina dual interponiendo bloques de cerómero a diferentes espesores (2mm, 4mm, 6mm), evaluando inmediatamente y 24 horas después de polimerización.

Cuando se comparó los cementos A y B en la evaluación inmediata luego de interponer el bloque de cerómero de 2 mm; el promedio de mayor importancia, lo obtuvo el cemento A con un resultado mayor, comparado al cemento B que presentó un promedio menor, ambos resultados se encuentran bajo las exigencias de la norma.

Cuando se interpuso el bloque cerómero de 4 mm, en la evaluación inmediata sólo el cemento A presentó un resultado mayor que se encuentre dentro de la norma ISO, con diferencia del cemento B que obtuvo un promedio menor, sin embargo este no se encuentra bajo la exigencia de la norma.

Cuando se interpuso el bloque de cerómero de 6 mm, ninguno de los cementos cumple con lo establecido por la norma. Se identifican las diferencias de estos dos resultados como los menores promedios en la evaluación inmediata.

Cuando se comparó los cementos A y B, en la evaluación después de 24 horas con la interposición del bloque de cerómero de 2 mm; los cementos A y B presentaron una coincidencia en el promedio. Ambos cementos presentaron promedios de mayor importancia en la evaluación después de 24 horas cumpliendo con lo establecido por la norma.

Cuando se interpuso el bloque cerómero de 4 mm, en la evaluación después de 24 horas el cemento A presentó un resultado mayor comparado al cemento B que obtuvo un menor promedio.



Cuando se interpuso el bloque de cerómero de 6 mm, en la evaluación después de 24 horas el cemento A presentó un resultado mayor con 2,98mm a diferencia del cemento B que obtuvo menor promedio con 2,91mm. Se identifican las diferencias de estos dos resultados como los menores promedios en la evaluación después de 24 horas.

Todos los resultados que se obtuvieron en la evaluación después de 24 horas, tanto como el cemento A y B, cumplen con la norma ISO 4049:2009 en la interposición de los diferentes espesores de cerómeros.

Al comparar los resultados obtenidos entre los diferentes grupos, se presentaron los valores más altos de profundidad de polimerización cuando se interpuso el bloque de cerómero de 2mm tanto en la evaluación inmediata y después de 24 horas, existiendo diferencias significativas entre ambos cementos.

Se observó que los mejores resultados del experimento lo obtuvo el cemento A (ALL-CEM) con excepción en la interposición del cerómero de 6 mm, en la evaluación inmediata.

Dentro de nuestros antecedentes no encontramos estudios sobre profundidad de cementos duales interponiendo específicamente con cerómeros, pero si estudios que evalúan la profundidad de polimerización con la norma ISO 4049 del cementos de resina dual interponiendo discos de cerámicas, y resinas fluidas estudiadas como cementos de resina interpuestas a través de resinas indirectas.

En el estudio de H. Jung y cols. (2) Determinaron que el aumento del grosor del disco cerámico tuvo un efecto negativo en la profundidad de polimerización del cemento de resina dual al igual como nuestro estudio y respecto a las lámparas utilizadas (LED Y QTH) el cemento dual siempre produjo igual o mayor profundidad de polimerización con todos los métodos de polimerización.

Según Volkan T. y cols. (3) Afirmaron que a medida que aumentaba las restauraciones indirectas los valores de microdureza y la profundidad de polimerización de los cementos de resina dual disminuyeron, al igual que nuestro estudio utilizaron la norma ISO 4049:2009, por lo tanto concluyeron que el tiempo de fotopolimerización no puede ser el mismo se debe utilizar un largo periodo de fotopolimerización o una unidad de alta



irradiación. Estas afirmaciones resultaron ser similares a nuestro estudio e importantes ya que en este estudio solo se utilizó un solo tiempo de 40 segundos por lo tanto este también fue un factor influyente ya que si habría evaluado con un mayor tiempo de exposición mayor se habría obtenido resultados de mayor importancia en la profundidad de polimerización.

Pinar G. y cols. (4) Determinaron que el uso de la unidad de curado LED produce una mayor profundidad de curado en comparación con QTH bajo discos de zirconia con 0,5 y 1 mm de espesor. Ellos concluyeron que la polimerización con luz no puede dar lugar a una correcta polimerización del cemento de resina dual bajo gruesas estructuras indirectas este estudio también afirman similares conclusiones que este estudio. También afirmaron que se deben preferir las lámparas LED sobre las QTH, para fotopolimerizar los cementos de resina dual especialmente para las más gruesas restauraciones.

M. Caro y cols. (5) Determinó a medida que aumenta el grosor del cuerpo de resina compuesta indirecta interpuesta disminuye la efectividad de polimerización, este estudio se basó en la norma ISO 4049:2009, También afirman que el uso de la luz LED de segunda generación aumenta profundidad de polimerización del material resinoso subyacente a la resina indirecta

De esta manera se acepta la hipótesis de trabajo, ya que existen diferencias significativas en la profundidad de polimerización de los dos cementos de resina dual interponiendo bloques de cerómero a diferentes espesores (2mm, 4mm y 6mm) evaluando en distintos tiempos (inmediatamente y 24 horas después).

## **CONCLUSIONES**





- Existen diferencias significativas en la profundidad de polimerización de dos cementos de resina dual interponiendo bloques de cerómero a diferentes espesores (2mm, 4mm, 6mm), evaluando inmediatamente y 24 horas después de polimerización.
- Es posible lograr profundidades de polimerización adecuados en el cemento A de resina dual a través de un cerómero hasta 4 mm de espesor por 40 segundos con una lámpara LED de segunda generación según la norma ISO 4049:2009. En la evaluación después de 24 horas todos los promedios obtenidos, cumplen con las exigencias de la norma.
- El cemento B no logra las exigencias de norma ISO 4049:2009 a partir de la interposición del cerómero de 4mm de espesor en la evaluación inmediata. En la evaluación después de 24 horas todos los promedios obtenidos del cemento B, cumplen con las exigencias de la norma.
- Existen diferencias significativas en ambos cementos tanto en la evaluación inmediata como después de 24 horas. Y las que diferencias son mayores a medida que aumenta el espesor del bloque de cerómero interpuesto. Excepto en la interposición del cerómero de 2mm de espesor en la evaluación después de 24 horas, los promedios de ambos cementos coinciden con 3mm de profundidad de polimerización, cumpliendo así con la norma ISO 4049:2009. Existen valores que resultan insuficientes en ambos cementos al aumentar el espesor de cerómero de 6mm en la evaluación inmediata según la norma ISO 4049:2009, por lo tanto podría ser necesario aumentar el tiempo de polimerización para obtener una profundidad de polimerización adecuada a través estructuras de cerómero con espesores mayores a 4mm.

## **RECOMENDACIONES**



- Se recomienda investigaciones futuras de acuerdo a la norma ISO 4049:2009 lo que accederá a estandarizar y lograr resultados comparables con estudios internacionales.
- Se recomienda realizar estudios similares con cementos y resinas con iniciadores alternativos utilizando diferentes unidades de fotopolimerización de distintas marcas comerciales por la variedad que existen en el mercado.
- En nuestra práctica clínica es importante recalcarle al paciente la importancia de los cuidados post cementación de las restauraciones indirectas con espesores mayores a 4 mm, los cuidados son de vital importancia, ya que recién a las 24 horas podemos asegurarnos de una adecuada polimerización del cemento de resina dual.
- Debemos medir nuestras restauraciones con calibrador, de esta manera podemos calcular el tiempo de fotopolimerización si el fabricante no lo indica o seguir exactamente las recomendaciones del fabricante cuando vayamos utilizar cemento de resina dual, ya que esto puede hacer una gran diferencia en la calidad de nuestros trabajos.

## **BIBLIOGRAFÍA**



1. Hoffman N PGHBKB. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehab.* 2001; 28(1022-8).
2. Jung H, Friedl KH, Hiller KA. Polymerization Efficiency of Different Photocuring Units Through Ceramic Discs. *Oper. Dentistry.* 2016 January.
3. Turp V, cols. y. Eficiencia De Polimerización De Dos Cementos De Doble Curado Través De Cerámica Dental. *J Istanbul Univ Fac Dent.* 2015; 49(10-18).
4. Pınar Gültekin EPTyc. Eficiencia De Curado Del Cemento Resina Dual Debajo De Zirconia Con Dos Diferentes Unidades De Curado De Luz. *J Istanbul Univ Fac Dent.* 2015; 49(8-16).
5. Caro Cohen M, Aizencop Colodro D. Profundidad de curado de resinas compuestas fluidas activadas con luz halógena y L.E.D. a través de distintos espesores de resina compuesta indirecta. *Revista Dental de Chile.* 2014 Oct.
6. Toledano M ORSFOE. *Arte y ciencia de los materiales odontológicos S.L*, editor. Madrid: Ediciones avances medico-dentales; 2003.
7. Botino M FQAMEGV. *Estética en Rehabilitación Oral Metal Free* São Paulo: Editora Artes Médicas Ltda; 2001.
8. Carvalho R PTTFPLSNPD. Adhesive Permeability Affects Coupling Of Resin Cements That Utilise Self – Etching Primers To Dentine. *J of Dent.* 2004; 32( 55 – 65).
9. Okuhama K. *Cementos Resinosos.* Univ. Cayetano Heredia. 2009;(p. 4).
- 10 Chain M BL. *Restauraciones estéticas con resina compuesta en dientes posteriores* São Paulo: Ed. Artes médicas; 2001.
- 11 Gilberto HH. *Adhesión en Odontología Restauradora.* 2nd ed. Madrid: Editorial Ripano; 2010.
- 12 Nuray A TLMCD. Mechanical And Physical Properties Of Contemporary Dental Luting Agents. *J Prosthet Dent.* 2003; 89( 127 – 34).
- 13 Ricardo L. Machi. *Materiales Dentales.* 4th ed. Buenos Aires: Ed. Panamericana; 2007.



- 14 M. GRGMG. Avaliação da resistência de união ao microcissalhamento entre compósitos restauradores e cimentos resinosos. RSBO. 2008 Feb; 5(28-36).
- 15 PEREIRA LJ. Influencia Del Tipo De Cemento De Resina En La Unión De Resistencia De Una Cerámica Mejorado Por Leucita en la Dentina. Tesis. Rio Grande: Univ. Federal do Rio Grande do Sul; 2010.
- 16 García R GJAG. Influence of activation modes on diametral tensile strength of dual-curing resin cements. Braz Oral Res. 2005; 19(267-71).
- 17 Dutra-Corrêa M RCCL. Resistência a flexão de cimentos resinosos. Rev Cienc Odontol Bras. 2006 January; 9 (93-98).
- 18 Braga RR CPGC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. J Oral Rehab. 2002; 29( 257-62).
- 19 Perfil del producto Cemento de resina Dual Allcem FGM.. .
- 20 Perfil Técnico-Instrucciones de Uso de Cemento de Resina Dual Variolink N- Ivoclar Vivadent. .
- 21 W. PR. “La Ciencia de los Materiales Dentales. 2003rd ed.: ed. Interamericana; 2003.
- 22 A S. Influencia de la fuente de fotoactivación, y del espesor sobre la variación del color y la translucidez de nuevos composites. (Tesis Doctoral). Granada: Universidad de Granada, Facultad de Ciencias., Departamento de Óptica; 2006.
- 23 ISO 4049 2009. Materiales restaurativos en polímeros [http://www.iso.org/iso/iso\\_catalogue/catalogue\\_tc/catalogue\\_detail.htm?csnumber=42898](http://www.iso.org/iso/iso_catalogue/catalogue_tc/catalogue_detail.htm?csnumber=42898). [Online].
- 24 BK Moore JPGBTMCYC. Profundidad De Curado De Resinas Dentales Compuestas : ISO 4049 Profundidad Y Microdureza De Los Tipos Materiales Y Colores. Operative Dentistry. 2008; 33-(408-412).
- 25 Tippens PE. Física: Conceptos y aplicaciones. Capitulo 33. Luz e iluminación p. 643-652.. 7th ed.: Edición Ed. McGraw Hill.
- 26 Mueller CGaRM. Luz y Visión. 2nd ed. Mexico : Live International; 1982.
- 27 Tippens PE. Física: Conceptos y aplicaciones. 7th ed.: Ed. McGraw Hill; 1984.



- 28 Navarro Plasencia MC. Color en Odontología. Tesis de Licenciatura. Facultad de Odontología. México, D.F: Universidad Intercontinental. ; 1984.
- 29 Dr. Carlos Carrillo MSAM. Materiales de resinas compuestas y su polimerización- Parte I. Rev. ADM. ; LXV(4).
- 30 B. PDHJG. LAS NUEVAS UNIDADES DE FOTOCURADO En Henostroza G. Estética en odontología restauradora. 1st ed. Madrid: Ripano; 2006.
- 31 Aravamudhan K1 RDFP. Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights. Dent Mater. 2006 Feb; 22(11).
- 32 Aravamudhan K1 RDFP. Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights... Dent Mater. 2006 Nov; 988(94).
- 33 Hansen E AE. Correlation between depth of cure and temperature rise of a light-activated resin.. Scand J Dent Res. 1993 June; 101(3, Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8322013>).
- 34 Marais JT, Dannheimer MF, Germishuys PJ, Depth of cure of light-cured composite resin with light-curing units of different intensity.;52(6):403-7. 1997 Jun. J Dent Assoc S Afr. 1997 jun; 52((6)).
- 35 Park S KSCYLCNB. Curing units ability to cure restorative composites and dual-cured composite cements under composite overlay. Oper Dent. 2004; 29(3).
- 36 Grau Grullón P. PPP,LNJ,GOMM. Polimerización de un cemento de composite a través de restauraciones de cerómero utilizando lámparas halógenas y LEDs. Av Odontoestomatol. 2008; 24(4).
- 37 Caughman WF CDRF. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. J Prosthet Dent. 2001; 86(1).
- 38 Rasetto FH1 DCvFJ. Effect of light source and time on the polymerization of resin cement through ceramic veneers. J Prosthodont. 2001 Sep.
- 39 al. LIe. Influence of ceramic thickness and curing mode on the polymerization shrinkage kinetics of dual-cured resin cements. Dent Mater. 2008; 24((8)).
- 40 Aranda ADEM. Comparación de la profundidad de fotopolimerización de resinas fluidas a través de 4 porcelanas de alta opacidad. Rev. Clin. Periodoncia Implantol. Rehabil. 2013; Oral Vol. 6(3).



- 41 Sarrett DC. LED CURING LIGHTS. ADA Professional Product Review. 2006; VOL. 1(ISSUE 2).
- 42 Rueggeberg FA CWCJ. Efecto de la intensidad de la luz y la duración de la exposición en el compuesto de resina. Oper Dent. 1994; 19(26-32).
- 43 E M. Clinical criteria for the successful curing of composite materials. Rehabil. Oral. 2013 dic; 6(3).
- 44 Veiga AM MRRRDCFO. Influencia de las unidades decurado de Led y luz halógena sobre la resistencia compresiva de las resinascompuestas. Acta odontológica venezolana. 2008 Julio.
- 45 Bortolotto T1 DCKI. Light polymerization during cavity filling: effect of 'exposure reciprocity law' and the resulted shrinkage forces on restoration margins. Acta Odontol Scand. 2013 Sep; 71(5).
- 46 Rueggeberg FA1 CWCJJ. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. Oper Dent. 1994 Jan-Feb; 19(1).
- 47 Nakfoor B,YP,DJ,HA. Effect of light-emitting diode on composite polymerization shrinkage and hardness. J. Esthet. Rest Dent.. 2005.; 17.
- 48 Oxman JaWK. Light Technology. Lecture Miniresidency in Biomaterials and Operative Dentistry.. The University of Minnesota School of Dentistry. 2002 July .
- 49 Dr. Carlos Carrillo P,MM. Métodos de activación de la fotopolimerización. Rev. ADM. 2009; LXV(5).
- 50 Rueggenberg F. Depth of cure parameters in light-cure composites. Master's Thesis. Michigan,,: The University of Michigan School of Dentistry; 1987.
- 51 Council on Dental Materials. Instruments and equipment. Visible light-cured composites and activating units Vol. ,.. JADA. 1985. january ; 110: (100-103).
- 52 DF WILLIAMS JC. Materiales en la Clínica Odontológica. 2009,.
- 53 La Torre G MLPGRG. Tecnología Luz emitida por diodos(LED) aplicada a la fotopolimerización de resinas. Stomatol. 2003 May; 52(5).
- 54 M. R. Lámparas de fotopolimerización. Rev. Oper.DentEndod. 2006; 5(29).



- 55 Chaple G. A. Manuel MYÁ,J. Evolución histórica de las lámparas de fotopolimerización. Rev haban cienc méd. 2016 Feb; 15(1) Disponible en: <http://scielo.sld.cu/sciel>).
- 56 Macchi RL. , Materiales Dentales, -Argentina, Bs.Aires: Ed. Med. Panamerica; 2007.
- 57 Yap AU SM. Curing efficacy of a new generation high-power LED lamp. Oper Dent.. 2005 Nov-Dec; 30(6).
- 58 Oxman JaWK. Tecnología de luz.. In Conferencia Miniresidencia en Biomateriales Y Odontología Operativa,; 2002; The University of Minnesota School of Dentistry. p. Light Technology. Lecture Miniresidency in Biomaterials and Operative Dentistry.3M. Co.
- 59 M MAJyA. Actualización de los diferentes tipos de lámparas de fotopolimerización, Revisión a la literatura. Odon. Pediátrica Madrid. (2008); vol.16( nº 3).
- 60 Hiroyuki A TKKFyHTSB. Effect of inhomogeneity of light from light curing units on the surface hardness of composite resin. Dent Mater J. 2008; 27(1).
- 61 FA. R. State of the art: Dental photocuring: A review. Dent Mater. 2011; 27(39).
- 62 Michaud P.L. PRB,LDyRFA. Distribución de irradiancia localizada en unidades de curado de luz dental. Journal of Dentistry. 2014; 42(2).
- 63 Mallat Callís E. Cuestiones Relevantes de las lámparas de fotopolimerizacion. (material audiovisual). España 2016.
- 64 Ivoclar Vivadent ,puLBecu. [Disponible en: <http://www.ivoclarvivadent.com.mx/zoolu-website/media/document/5917/Bluephase+20i>].; 2012.
- 65 Santini A1 MVSMBM. Degree of conversion and microhardness of TPO-containing resin-based composites cured by polywave and monowave LED units. J Dent. 2012 Jul.; 10.
- 66 Yap AU SM. Curing efficacy of a new generation high-power LED lamp. Oper Dent. 2005 Nov-Dec; 30(6).
- 67 G.Henestroza.. Estética en Odontología Restauradora Madrid: Ripano; 2006.
- 68 Mario RF. Diastema. Una solución con una restauración provisoria de Cerómero. Revista Dental de Chile. 2005 Noviembre; 25p. 20-25.



- 
- 69 cols ABNy. Comparacion in vitro de la resistencia a la fractura ante carga compresiva y la dureza de dos cerómeros y dos resinas empacables con y sin tratamiento térmico. Rev. Ustasalud. 2011.
- 70 Matus DFP. Diastema. Una Solución con una Restauración, Provisoria de Cerómero. . Una Alternativa a Implantes. Rev. Dent. Chile. 2005; 96(4).
- 71 Fidel SA. Ramírez Estrada Juan Jose Cerómeros. Rev. ADM, Mex. 1998 Noviembre-Diciembre; Vol. 1(Num. 40).
- 72 Catálogo Signum ceramis. .
- 73 Perfil del producto Cemento de resina Dual Allcem FGM. .





**ANEXOS**

**IDENTIFICACIÓN DE GRUPOS**

<b>Evaluación inmediata / evaluación a las 24 horas</b>					
	Número de muestra C.R.D.	de de	Bloque de cerómero 2 mm (40s)	Bloque de cerómero 4mm (40s)	Bloque de cerómero 6mm (40s)
<b>ALL-CEM FGM</b> Cemento de resina Dual Color A3	1.				
	2.				
	3.				
	4.				
	5.				

<b>Evaluación inmediata/ evaluación a las 24 horas</b>					
	Número de muestra C.R.D.	de de	Bloque de cerómero 2 mm (40s)	Bloque de cerómero 4mm (40s)	Bloque de cerómero 6mm (40s)
<b>VARIOLINK-N</b> Cemento de resina Dual Color A3	1.				
	2.				
	3.				
	4.				
	5.				

**Fuente: Ficha De Elaboración Propia**

## ANEXO N°2

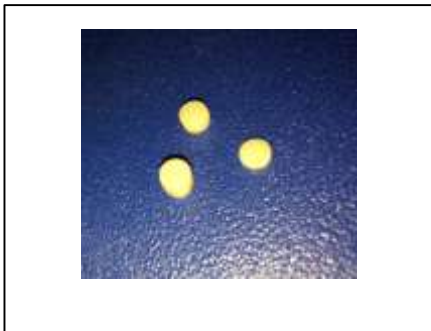
- **Materiales**



Calibrador digital



Lampara LED H. Woodpecker



Cerómeros



Materiales utilizados



Medición de la intensidad de luz de la lámpara. Registra 1000mw/cm<sup>2</sup>



Medición en Radiómetro de la intensidad de luz de la lámpara. Registra 950w/cm<sup>2</sup>

### ANEXO N° 3

- **Método**



Se colocó vaselina para evitar la adhesión al metal, previamente se colocó por debajo un portaobjeto



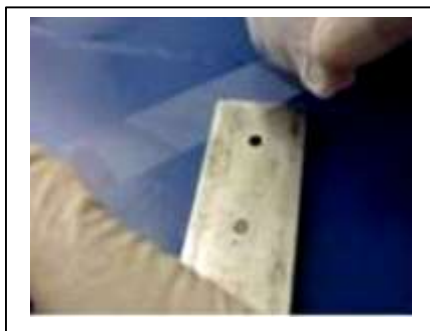
Se utilizó papel para el mezclado



Se procedió al mezclado



Llenado y condensado de los cementos con la intención de eliminar burbujas



Se colocó de la cinta celuloide por encima del cemento.



Por encima de la cinta se colocó la lámina portaobjeto para retirar los excesos del cemento.



Se coloca por encima de la lámina el bloque de cerómero



Se fotopolimerizó por 40 segundos



Se retira el cilindro de cemento del formado metálico



Se retira el cemento no fotopolimerizada con una espátula de plástico.



Cemento de resina dual fotopolimerizada.



Se procede a medir con un micrómetro digital.