



ESCUELA DE POSGRADOS

**“EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN DE
LA RESINA COMPUESTA NANOHÍBRIDA CON MICRORELLENO
DE ZIRCONIO/SÍLICE FOTOPOLIMERIZADA CON DOS
LÁMPARAS LED DE ALTA INTENSIDAD”.**

Autor

Diego Orlando Rodríguez Salcedo

Año

2020



ESCUELA DE POSGRADOS

**“EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN DE
LA RESINA COMPUESTA NANOHÍBRIDA CON MICRORELLENO
DE ZIRCONIO/SÍLICE FOTOPOLIMERIZADAS CON DOS
LÁMPARAS LED DE ALTA INTENSIDAD”.**

Trabajo de Titulación presentado en conformidad con los requisitos
establecidos para optar por el título de Especialista Médico en
Rehabilitación Oral.

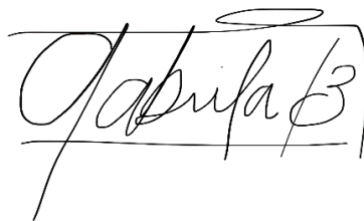
Profesora Guía
Dra. Gabriela Balarezo

Autor
Diego O. Rodríguez S.

Año
2020

DECLARACIÓN DEL PROFESOR GUÍA

“Declaro haber dirigido este trabajo, EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN DE LA RESINA COMPUESTA NANOHÍBRIDA CON MICRORELLENO DE ZIRCONIO/SÍLICE FOTOPOLIMERIZADAS CON DOS LÁMPARAS LED DE ALTA INTENSIDAD a través de reuniones periódicas con el estudiante, Diego Orlando Rodríguez Salcedo, en el semestre 2020-00 orientando sus conocimientos y competencias para un eficiente desarrollo del tema escogido y dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación.



Dra. Gabriela Fernanda Balarezo Lasluisa

C.I 1718904848

DECLARACIÓN DEL PROFESOR CORRECTOR

“Declaro haber revisado este trabajo, Evaluación de la resistencia a la compresión de la resina compuesta nanohíbrida con microrelleno de zirconio/sílice fotopolimerizadas con dos lámparas led de alta intensidad, del estudiante Diego Orlando Rodríguez Salcedo, en el semestre 2020-00 dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación”.



Dra. Alexandra Patricia Mena Serrano.

C.I 1713167896

DECLARACIÓN DE AUTORÍA DEL ESTUDIANTE

“Declaro que este trabajo es original, de mi autoría, que se han citado las fuentes correspondientes y que en su ejecución se respetaron las disposiciones legales que protegen los derechos de autor vigentes”.

A handwritten signature in black ink, enclosed within a hand-drawn oval. The signature is cursive and appears to read 'Diego O. Rodríguez Salcedo'.

Diego Orlando Rodríguez Salcedo

C.I 1803705225

AGRADECIMIENTOS

Inicialmente, y gracias por darme la oportunidad de demostrarlo, agradezco a Dios.

El apoyo, incondicional de mi familia, que con los ejemplos me han llevado a superar todo obstáculo posible, brindando aliento y valentía para enfrentar toda adversidad.

La confianza a mi Tutora, Dra. Gabriela Balarezo, que con su continua ayuda supo mantener este estudio con la calidad que se requiere.

La excelencia que dan a todos los que conforman la Universidad UDLA, que con su técnica, protocolo y repetición se obtuvieron resultados positivos. Enriqueciendo la sabiduría a este estudio.

Diego.

DEDICATORIA

A mi Amada Esposita, Diana Barona, simple, humilde que se ha convertido en mi amiga, compañera de vida y una de las grandes responsables para la realización de este posgrado.

A mi Hija, Dayanita, inexplicable amor sutil, que con paciencia me ha prestado su tiempo para dedicarme a estudiar.

A quien se merece todo.... DIOS.

Diego.

RESUMEN

Introducción: La capacidad de fotopolimerizar resinas compuestas directamente en boca ha revolucionado la odontología clínica al momento de trabajar en el paciente. Sin embargo, existe una falta generalizada de comprensión al momento de elección de una lámpara de fotopolimerización que logre un resultado exitoso para el clínico.

Objetivo: Evaluar la resistencia a la compresión de una Resina Compuesta Nanohíbrida con microrelleno de zirconio/sílice fotopolimerizadas con dos lámparas a alta potencia de luz LED.

Materiales y Métodos: Con una matriz de metal calibrada se elaboraron 20 probetas de 8mm de altura y 4mm de diámetro, la resina fue colocada con incrementos de 2mm para luego ser fotopolimerizados de acuerdo con el grupo de estudio. Fueron 10 probetas polimerizadas con la lámpara de 1280mW/cm² (VALO®, ULTRADENT) Y 10 probetas con una lámpara de 1260mW/cm² (S.P.E.C. 3®, COLTENE) medidas con radiómetro sobre una resina compuesta de la marca Filtek 350 (3M-ESPE). Las muestras fueron sumergidas en agua destilada a 37° C durante 24 horas; después se sometió a un cuidadoso pulido de las superficies. Calibrando y valorando las dimensiones a cada probeta se envió a una máquina de compresión universal MTS JJ MACHINE TYPE T5002 del Centro de Investigaciones del Honorable Gobierno Provincial de Tungurahua (Centro de Fomento Productivo Metalmecánico Carrocero). Los resultados se evaluaron utilizando un ANOVA Unidireccional.

Resultados: Los valores de compresión demostraron ser diferentes entre los grupos estudiados. El grupo de la lámpara S.P.E.C. 3® se presenta significativamente superior a la lámpara VALO® (p=0,016).

Conclusiones: La resistencia a la compresión de la Resina Compuesta Nanohíbrida con microrelleno de zirconio/sílice se obtuvo un mejor desempeño a la compresión al ser fotopolimerizada con la Lámpara S.P.E.C. 3®.

ABSTRACT

Introduction: The ability to photopolymerize composite resins directly in the mouth has revolutionized clinical dentistry when working on the patient. However, there is a lack of understanding when choosing a photopolymerization lamp that achieve a successful outcome for the clinician.

Objective: To evaluate the compressive resistance of the photopolymerized zirconium / silica micro-filled Nanohybrid Composite Resin with two high power LED lamps.

Materials and Methods: With a calibrated metal matrix, 20 resin-based composites (RBCs) of 8mm high and 4mm in diameter were elaborated, the resin was placed in 2mm increments and then polymerized according to the study group. There were 10 polymerized RBCs with a 1280mW / cm² lamp (VALO®, ULTRADENT) and 10 RBCs with a 1260mW / cm² lamp (S.P.E.C. 3®, COLTENE) measured with a radiometer on a resin of the Filtek 350 brand (3M-ESPE). The samples were immersed in distilled water at 37 ° C for 24 hours; then it was subjected to a careful polishing of the surfaces. After a process of calibration and evaluation of the dimensions of each RBCs, these were sent to a universal compression machine MTS JJ MACHINE TYPE T5002 of the Research Center of the Honorable Provincial Government of Tungurahua (Metalworking Productive Development Center). One-way ANOVA was used to evaluate the results.

Results: The compression values proved to be different between the groups studied. The S.P.E.C. 3® is significantly superior to the VALO® lamp (p = 0.016).

Conclusions: The compressive strength of the Composite Nanohybrid Resin with zirconium / silica micro-fill obtained a better performance when subjected to photopolymerize with the Spect3 Lamp.

INDICE

1.	CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN	1
1.1.	Planteamiento del problema	1
1.2.	Justificación.....	2
2.	CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO	4
2.1.	Lámpara de Fotopolimerización Dental.....	4
2.1.1.	Historia de la fotopolimerización en odontología.....	4
2.1.2.	Evolución	4
2.1.2.1.	Luces de Cuarzo-Tungsteno (QTH).....	5
2.1.2.2.	Luces de arco de plasma	5
2.1.2.3.	El láser de iones de argón.....	6
2.1.2.4.	Luz emisor de diodos (LED)	6
2.1.3.	Intensidad de la luz	7
2.1.4.	Haz de luz.....	8
2.1.5.	Radiómetros de mano dentales	8
2.1.6.	Temperatura	8
2.1.7.	Lámparas de Fotopolimerización de alta potencia	9
2.2.	Fotopolimerización	10
2.2.1.	Factores que intervienen en el proceso de fotopolimerización.....	10
2.2.1.1.	Fotopolimerización de alta potencia.....	10
2.2.2.	Parámetros para evaluar la eficacia de la polimerización	10
2.2.2.1.	Profundidad del material.	10
2.2.2.2.	Distancia y angulación del objetivo.....	11
2.2.2.3.	Tiempos de exposición	11
2.2.3.	Tipos de fotopolimerización	12
2.2.3.1.	Exposiciones de arranque-inicio leve.....	12
2.2.4.	Riesgos de las fuentes lumínicas	12
2.2.4.1.	El peligro de la luz azul.	12
2.3.	Resinas compuestas	13
2.3.1.	Definición.....	13
2.3.2.	Composición Química	14
2.3.2.1.	Matriz Orgánica	14
2.3.2.2.	Relleno Inorgánico.....	14
2.3.2.3.	Agente de acoplamiento	15
2.3.2.4.	Sistemas activadores	15
2.3.2.5.	Pigmentos.....	16
2.3.3.	Propiedades	16
2.3.3.1.	Biocompatibilidad.....	16
2.3.3.2.	Contracción de polimerización.....	16
2.3.3.3.	Estabilidad de color	17

2.3.3.4.	Resistencia a la fractura.	17
2.3.4.	Fotoinicadores.	18
2.3.5.	Pigmentos y otros componentes.	18
2.3.6.	Limitaciones.	19
2.3.6.1.	Efecto del tono de resina.	19
2.3.6.2.	Efecto del espesor del incremento de resina.	19
2.3.7.	Degradación.	20
3.	CAPÍTULO III: OBJETIVOS	21
3.1.1.	Objetivo General.	21
3.1.2.	Objetivos específicos.	21
3.2.	Formulación de hipótesis.	21
4.	CAPITULO IV. METODOLOGÍA	22
4.1.	Tipo de estudio.	22
4.2.	Muestra.	22
4.3.	Metodología.	22
4.4.	Identificación de variables.	28
4.4.1.	Variables dependientes.	28
4.4.2.	Variables independientes.	28
5.	CAPITULO V. RESULTADOS	29
5.1.	Evaluación de la resistencia a la compresión.	29
5.2.	Plan de análisis.	30
5.3.	Especificación del modelo.	30
5.4.	Análisis exploratorio.	31
5.5.	Prueba de normalidad.	32
5.6.	Prueba de datos atípicos.	33
5.7.	Prueba de igualdad de varianza.	33
5.8.	Prueba de igualdad de medias (ANOVA).	34
5.9.	Prueba de rangos múltiples.	35
6.	CAPITULO VI: DISCUSIÓN	36
7.	CAPITULO VII: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	40
7.1.	Conclusiones.	40
7.1.1.	Recomendaciones.	40

8. REFERENCIAS	40
ANEXO.....	40

INDICE DE LAS FIGURAS

Figura 1 Prototipo de confección de la matriz para la elaboración de las probetas de ensayo.....	22
Figura 2 Platinas conformadoras calibradas a diámetro de 4mm por 8mm de alto.	23
Figura 3 Esquema de Probeta de Resina Compuesta Filtek 350 (3M-ESPE)..	23
Figura 4 Foto tomada desde página oficial ULTRADENT. Lámpara VALO ULTRADENT.	24
Figura 5 Lámpara tomada desde página oficial de COLTENE. Lámpara S.P.E.C. 3 COLTENE.....	24
Figura 6 Dibujo esquemático del método de medición usado para valorar los 4 mm de las probetas.....	25
Figura 7 Discos Sof-Lex (3M ESPE). Fotografía tomada desde página oficial 3M ESPE.	26
Figura 8 Diámetro del muñón maestro	26
Figura 9 Ultrasonido Cleaner (JSP). Indica inicio de precalentamiento hasta llegar a una temperatura de 37°. La que se colocará las probetas durante 24 horas.....	27
Figura 10. Informe que muestra el resumen de la muestra tomada por la Lámpara de estudio VALO□ (ULTRADENT).	31
Figura 11. Informe que muestra el resumen de la muestra tomada por la Lámpara de estudio S.P.E.C. 3□ (COLTENE) (ULTRADENT).....	32
Figura 12. Prueba de igualdad de varianza.....	34
Figura 13. Prueba de rangos múltiples.....	35

INDICE DE TABLAS.

Tabla 4-1 Grupo de Análisis.....	27
Tabla 4-2. Especificaciones técnicas del Grupo A. (lámpara VALO, ULTRADENT). Antes de realizar la compresión.....	28
Tabla 4-3 Especificaciones técnicas del Grupo B. Lámpara S.P.E.C. 3® (COLTENE). Antes de realizar la compresión.....	28
Tabla 5-1 Informe detallado por el centro de fomento productivo metalmecánico carrocero del Honorable Gobierno Provincial de Tungurahua. Lámpara VALO (ULTRADENT).....	29
Tabla 5-2 Informe detallado por el centro de fomento productivo metalmecánico carrocero del Honorable Gobierno Provincial de Tungurahua. Lámpara SPEC3 (COLTENE)	29
Tabla 5-3 Prueba de normalidad.....	32
Tabla 5-5 Tabla de Datos Atípicos	33
Tabla 5-6. Análisis de Varianza. Pruebas de igualdad de medias	34
Tabla 5-7 Prueba de rangos múltiples.....	35

1. CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN

1.1. Planteamiento del problema.

La Unidad de Curado Dental (LCU-Light Curig Unit) realmente ha cambiado la vida del profesional Odontólogo, y continuará haciéndolo, ya que demuestra ser una fuente de iluminación eficiente y estable, son livianas y pueden alimentarse fácilmente con baterías para su portabilidad. Entre mediados y fines de la década de 1990, se hicieron grandes avances en la industria de las pantallas de video, comunicaciones ópticas e iluminación de estado sólido con la introducción de diodos emisores de luz (LEDs). Es así que hasta la actualidad las Unidades de Curado LED compactas de estilo lápiz, alimentadas por batería son los dispositivos de fotopolimerización estándar en la mayoría de las consultas dentales en todo el mundo (R. B. Price, Ferracane, & Shortall, 2015) (Jandt & Mills, 2013).

En el año 2001 se realiza una investigación que compara dispositivos basados en LED y los resultados mostraron valores de dureza inferiores en comparación con la lámpara halógena en el Tiempo de curado típico (40 s), (Kurachi, Tuboy, Magalhães, & Bagnato, 2001) señalan que sus resultados demuestran un futuro prometedor como un tipo alternativo de unidad de fotopolimerización.

Para el año 2019 realizan un estudio la que relaciona las lámpara LED comparadas con las lámparas QTH la cual demuestra la frecuencia de uso de las unidades LED en las clínicas dentales privadas así también demostraron que el valor medio de intensidad del LED fue mayor que el de las unidades QTH (Alquria, Al Gady, Khabeer, & Ali, 2019)

Con respecto a la compresión de los materiales resinosos sometidos a lámparas de alta intensidad se encontró que existe estudios como los de Wang et al., (2015) que da como resultados a la resina Z350 la que presenta más resistencia a la compresión (205.8MPa) comparadas a otras resinas compuestas sometidas a fotopolimerización con una lámpara con rangos de 430–490 nm, 1000 mW/cm².

Esta fotopolimerización ocurre cuando se somete a las resinas compuestas a una exposición de luz visible azul con longitudes de onda adecuada y suficiente densidad de energía (rango de 8-16 J/cm²) la que logrará una polimerización propicia para estos materiales. Existe iniciadores de polimerización como es la alcanforquinona que reacciona a una longitud de onda con rango de 400 a 500nm esta se absorbe y es dispersada por toda la resina compuesta dando como resultado un material compuesto polimerizado (R. Price, 2017). Es por lo que el profesional debe de examinar constantemente la intensidad de sus dispositivos con el uso de un radiómetro que medirá la longitud de onda procedente de la lámpara, tal como lo indica en un estudio realizado en la Asociación Dental Americana que a través de una encuesta determinaron que las prácticas de mantenimiento variaron, y dos tercios de los encuestados informaron que verifican periódicamente la salida de intensidad de sus lámparas de polimerización (Frazier et al., 2020).

Estudios han evidenciado que la práctica y el conocimiento de los dentistas pueden ser inadecuados. En una revisión de los factores que afectan el rendimiento de las lámparas de fotopolimerización presenta evidencia de que los dentistas tienden a fotopolimerizar por un período demasiado corto, posiblemente porque no son conscientes de la importancia de una intensidad de luz adecuada y de factores que pueden reducir el grado de conversión de la resina compuesta (Santini & Turner, 2011). La dependencia del clínico en la actualidad de la tecnología en odontología requiere que el operador tenga conocimiento de las especificaciones técnicas esenciales y el uso seguro de los dispositivos e instrumentos utilizados habitualmente en el tratamiento dental (S. E. Kopperud, Rukke, Kopperud, & Bruzell, 2017).

1.2. Justificación.

Este estudio tiene la finalidad de comparar dos tipos de lámparas de polimerización de Luz Led, la cual sirve para la fotopolimerización de probetas de resina compuesta que son realizadas con diámetros adecuados y aprobadas con normas internacionales, después serán sometidas estas probetas de resina

a la compresión en máquinas estandarizadas y autorizadas para obtener resultados.

A través de estos resultados obtenidos en esta investigación se buscará obtener una adecuada decisión al momento de adquirir una lámpara de fotopolimerización LED.

Las lámparas de fotopolimerización LED presentan características como indicaciones de uso, procedimientos, modos de servicio, ajustes de tiempo de polimerización, modo de limpieza, desinfección y esterilización del producto, características técnicas propias de estos dispositivos y garantía de funcionamiento.

Para el clínico esta disponible varios tipos de lámparas para polimerización de resina compuesta que se diferencia por ciertas características propias de los dispositivos, así también, difiere en los costos que estos pueden ser adquiridos. Existen lámparas LED de alta intensidad que presentan mayores irradiaciones con un rango entre 2000 a 3200 mW / cm². Pero algunas de estas difieren por su costo, es por lo que se cuestiona si es la necesidad de inversión que el Odontólogo requiere para una garantía plena a sus pacientes en sus tratamientos, o solamente se pretende indicar que al adquirir lámparas de fotopolimerización de alto costo garantiza que brindará resultados exitosos en sus pacientes. Es por eso por lo que se decide realizar la comparación de dos lámparas que son: 1. Lámpara de Polimerización S.P.E.C. 3[®] LED (COLTENE[®]) y 2. Lámpara de Fotopolimerización LED de amplio espectro VALO[®] (ULTRADENT[®]).

La importancia de este estudio radica en la toma de decisión al momento de la compra de una lámpara de fotopolimerización y que de las garantías necesarias para brindar una confiabilidad a los pacientes y no dudar sobre los beneficios que esta presenta. Así como también, el lector obtenga el conocimiento técnico y científico al momento de utilizar una lámpara de fotopolimerización y así alcanzar una correcta acción sobre los materiales de resina compuesta.

2. CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO

2.1. Lámpara de Fotopolimerización Dental.

2.1.1. Historia de la fotopolimerización en odontología

Para la historia de fotopolimerización en odontología se desarrollo como precursor a la luz ultravioleta (UV) luego se pasó a las emisoras de luz azul debido a los problemas de salud que se generaba con el uso de la luz UV. Debido a que la fotopolimerización de las resinas depende principalmente de las características y el tipo de fuente de radiación utilizada, una forma de lograr mejores propiedades de la restauración polimerizada final es la mejora de la unidad de curado dental (Jandt & Mills, 2013).

2.1.2. Evolución

Cuando las Lámparas de fotopolimerización LED comerciales estuvieron disponibles para los profesionales de la odontología después de 2000, evolucionaron lentamente y se convirtieron en competidores serios para desafiar el dominio de las unidades de curado dental QTH en la odontología clínica (Jandt & Mills, 2013).

Las longitudes de onda UV cortas no son capaces de penetrar profundamente en el material de resina compuesta y los incrementos de resina se limitaban a 1mm de espesor. Esto aumentó el tiempo de tratamiento en clínica necesaria para restaurar un diente y no dio lugar a un ahorro de tiempo en general si se compara con las resinas de autocurado. Aunque su uso correcto de estos materiales polimerizados con UV tuvieron un gran éxito, la UV se suspendió y se empezó a utilizar un fotoinciador diferente como es la canforoquinonas (CQ) y la luz de fotopolimerización (R. Price, 2017).

Para poder fotopolimerizar las resinas compuestas se ha presentado cuatro tipos de lámpara que las activan: 1). Luces de Cuarzo-Tungsteno (QTH), 2) plasma de arco (PAC), 3). Láser de Iones Argón y 4). Luz Emisor de Diodos (LED). La cual entregan diferentes espectros de emisión y longitudes de ondas de luz (Rueggeberg, 2011).

2.1.2.1. Luces de Cuarzo-Tungsteno (QTH).

Se convirtió en el pilar fundamental del fotocurado dental durante muchos años. Los valores de salida oscilaron entre un promedio de 400 a 500 mW / cm² hasta un extremo de 3000 mW / cm². La emisión espectral era la adecuada para realizar una absorción adecuada para la canforoquinona (CQ). Estas lámparas contienen un gas halógeno y un filamento de tungsteno. Cuando la corriente eléctrica pasa a través del filamento, el alambre de tungsteno se vuelve incandescente y los átomos se vaporiza en la superficie. Este proceso libera un amplio espectro de energía la que generaba calor. Cuando esta corriente se apaga, los filamentos de enfriado y el gas de halógeno redeposita los átomos de tungsteno vaporizados sobre la superficie del filamento. Las unidades tuvieron que ser enfriadas por ventilador para extender el tiempo de trabajo de la fuente y permitir que el ciclo de halógeno funcione correctamente. Hay que tener cuidado debido a que si el operador desactiva la fuente de energía después de su uso para detener el ventilador, esto provoca una disminución en el tiempo de vida útil, ya que el ciclo del halógeno solo se puede ocurrir solo si se permite que la bombilla se enfríe a una velocidad controlada (R. Price, 2017) (Rueggeberg, 2011).

El tiempo de exposición con esta luz es de 40s a 60s y las capas del material de resina compuesta recomendable de 2mm de grosor (Caughman, Rueggeberg, & Curtis, 1995). Además, estas lámparas requieren filtros de paso de banda azul con bloqueo de infrarrojos. Estos filtros pueden deteriorarse con el tiempo debido al calor sustancial que produce la lámpara (Jandt & Mills, 2013).

2.1.2.2. Luces de arco de plasma

Desarrollado a mediados de la década de 1960. Con el objetivo de disminuir el tiempo de exposición se introdujeron las luces PAC estas crean una alta irradiancia, los tiempos de exposición recomendados son entre 3 y 5 segundos con un incremento de 2mm de espesor del material de resina compuesta. La fuente de luz PAC utiliza 2 electrodos de tungsteno que esta rodeado por gas xenón. Esta actúa como un emisor de luz, luego se emite por medio gaseoso

que es el conductor de electricidad (Plasma) que mantiene esta luz. Estos electrodos ubicados a lo largo del reflector paralelos al eje dirige la luz emitida hacia delante a través de una ventana de zafiro. Las luces PAC son excelentes lámparas de fotopolimerización, también son caras, ruidosas, grandes, no portátiles y no pueden ser usados con baterías (Rueggeberg, 2011) (Jandt & Mills, 2013).

2.1.2.3. El láser de iones de argón

Se desarrolló aproximadamente al mismo tiempo que se introdujeron las luces PAC iniciales. El uso del láser de argón para fotopolimerizar acrílicos no surgió dentro de la comunidad odontológica, sino que fue un producto del desarrollo en la industria del recubrimiento. El láser de iones de argón se comercializó por primera vez para mejorar los efectos del blanqueamiento dental vital en Europa, y todavía se usa para ese fin en la actualidad. La entrega inicial de energía del láser al diente fue directamente a través del extremo de un cable de fibra óptica. Las razones por el cual no se comercializó era porque son caros, no portátiles, tienen un espectro de emisión estrecho y no pueden funcionar con batería (Rueggeberg, 2011) (R. Price, 2017).

2.1.2.4. Luz emisor de diodos (LED).

Para mediados y fines de la década de 1990, se hicieron grandes avances en la industria dental. El uso de esta tecnología realmente ha cambiado nuestras vidas, y continuará haciéndolo, ya que demuestra ser una fuente de iluminación eficiente y rentable. Estos dispositivos dependen de la diferencia de energía polarizada hacia adelante (llamado intervalo de banda) que se ubica junto a dos sustratos semiconductores diferentes (banda de conducción de tipo n y banda de valencia de tipo p), para determinar la longitud de onda de la luz emitida. Son mucho más eficientes que otros tipos anteriores de fuentes de luz dental, son livianos y pueden alimentarse fácilmente con baterías para su portabilidad. Con el desarrollo de una longitud de onda más corta, se necesitó LED azul, agujeros de menor tamaño que los rojos, y literalmente se pudieron colocar muchas más aberturas en la misma área física ocupada por menos agujeros y más grandes

que transmitían luz roja. Por esto es muy fácil indicar que las Unidades de Curado LED compactas sean ahora los dispositivos de fotopolimerización estándar en la mayoría de las consultas dentales en todo el mundo (R. B. Price et al., 2015) (Jandt & Mills, 2013).

En un principio las unidades QTH administraba una radiación mínima de 400mW/cm² durante 60 segundos para polimerizar adecuadamente un incremento de resina de 1,5 a 2 mm de espesor. En la actualidad, no existe ninguna comparación con la efectividad que se produce cuando se usa luz emisor de diodos que a 40 segundos de exposición continua a la luz a 750 mW/cm² por incremento se puede obtener polimerización estable en resinas compuestas (Magalhães Filho et al., 2016) (R. Price, 2017).

2.1.3. Intensidad de la luz

La polimerización se inicia y se mantiene cuando la intensidad de la luz de curado es suficiente para mantener la alcanforquinona (CQ) en su estado excitado. Solo cuando alcanforquinona está en este estado puede reaccionar con un agente reductor de amina para formar radicales libres, iniciando así la polimerización de la resina (Caughman et al., 1995).

En una investigación demostraron que cada lámpara de polimerización tiene una distribución de irradiancia específica que conduce a un patrón de la distribución de la dureza de la superficie de la resina compuesta (Haenel et al., 2015).

La radiación electromagnética y los colores que percibimos están relacionados con los diferentes rangos de longitudes de onda electro magnética. La longitud de onda precisa de lo que puede considerarse luz visible varia entre las personas, pero en promedio, está dentro del rango de 400 a 700nm. Estas Gamas del espectro visible va desde el violeta (con longitudes de onda más corta aprox. 400nm) hasta el rojo con ondas de luz más largas (aprox. 700nm) de la luz. Cuando tenemos longitudes por debajo de los 400nm se considera que es una luz ultravioleta (UV). Si hablamos de la lámpara de fotopolimerización dental

esta envía rangos de luz entre los 400nm a 500nm (R. Price, 2017) (Rueggeberg, 2011).

2.1.4. Haz de luz

De acuerdo con el ISO 10650: 2015 para la medición de la salida de la lámpara de fotopolimerización dental recomienda el uso de un medidor de potencia de calidad para medir el valor de salida total. Este valor de potencia se divide por el área de la punta para producir un valor de irradiancia a través de la punta de luz. El resultado sólo se puede representar el promedio de salida a través de la punta de luz y no da ninguna indicación de si hay puntos calientes de alta irradiancia o puntos fríos de valores más bajos donde se emite menos la luz. En un estudio se evaluó la potencia registrada con el instrumento del espectrómetro portátil la cual coincidía estrechamente con el dispositivo calibrado de acuerdo con las Normas Internacionales (Frazier et al., 2020).

2.1.5. Radiómetros de mano dentales

Estos dispositivos a menudo contienen un pequeño fotodiodo de silicio que convierte los fotones de la luz de curado eléctrica y cuando ésta se encuentra calibrado apropiadamente presenta unidades de irradiancia correctos. Sin embargo, debido a que el detector es generalmente pequeño y algunos radiómetros dentales no miden toda la luz se realizó un estudio reciente el cual informó que varios radiómetros (ejemplo Bluephase Meter II) podría medir con precisión la potencia de diferentes modos de salida de 8 modelos de lámparas de polimerización LED (Richard Bengt Price, Labrie, Kazmi, Fahey, & Felix, 2012) (Frazier et al., 2020).

2.1.6. Temperatura

Para asegurar la polimerización completa del material se debe aumentar el tiempo de exposición, pero esto no se debe realizar de manera arbitraria debido a los efectos térmicos perjudiciales causados por las Lámparas de Diodo Emisor de Luz de alta potencia que pueden afectar de manera significativa. Durante la fotopolimerización de una resina compuesta dental, el calor puede ser generado

a través de una reacción química exotérmica dentro del material, así también este calor puede ser generado por el resplandor de la luz emitida por la lámpara de fotopolimerización. El excesivo aumento en la temperatura durante el tratamiento restaurador puede inducir un daño térmico en la pulpa. Estudios indican que se produjo un rápido aumento de la temperatura dentro de la cavidad durante el fotocurado. Los aumentos máximos de temperatura se observaron a 0.625 mm apical desde la parte superior y media de la cavidad (Jo, Lee, Kim, Ferracane, & Lee, 2019).

Estudios realizados para saber si el aumento de temperatura puede causar daño pulpar reveló que no se observaron diferencias significativas en los valores más altos de temperatura pulpar tanto para los grupos de estudio que se realizaron a 1s, 2s, 10s, 20s y 60s (Gross et al., 2020).

2.1.7. Lámparas de Fotopolimerización de alta potencia

La odontología del presente a provocado que se elaboren lámparas de polimerización de alta potencia para las resinas compuestas dentales. En el artículo de Price (2017) indica que no es recomendable, su razón es porque cree que afecta negativamente a las propiedades mecánicas de la red polimérica. Sin embargo, algunos profesionales desean tiempos de exposición cortos y lámparas de polimerización que suministre una alta irradiancia, pero la preocupación está que estas lámparas generan tensiones internas excesivas dentro de la resina y en la interfaz diente-resina.

Esta preocupación surge debido a que, esta rápida fotopolimerización con algunas resinas dentales y fotoiniciadores CQ (canforoquinonas) produce cadenas de longitud más cortas porque no hay tiempo suficiente para polímeros de larga duración hasta alcanzar su estado sólido. Al momento de activar con lámpara de alta potencia no se encontraron diferencias, a pesar de la reducción de la irradiación, en la conversión del cemento de resina de polimerización de luz con un espesor de material creciente de 0,5 a 2,0 mm (Jandt & Mills, 2013).

2.2. Fotopolimerización

2.2.1. Factores que intervienen en el proceso de fotopolimerización

2.2.1.1. Fotopolimerización de alta potencia.

El inapropiado uso de las lámparas de polimerización puede comprometer seriamente la calidad de restauraciones clínicas y el profesional llega a descubrir su error hasta años después de su compra. Una contracción al momento de la polimerización forma una tensión en su red y en las interfaces, pero si esta reacción ocurre con una magnitud exagerada puede genera un aumento en el estrés y así también las fallas de adhesión, creando más espacios entre el material de restauración y el diente. El resultado, un fallo grave a la restauración de resina compuesta. El uso de una alta potencia para tiempos de activación de la luz más cortos dio como resultado el grado de conversión más baja y la velocidad máxima de polimerización (Rueggeberg, 2011) (Shortall, Felix, & Watts, 2015).

2.2.2. Parámetros para evaluar la eficacia de la polimerización

2.2.2.1. Profundidad del material.

Podríamos decir que este alcanza una profundidad de 2mm para un material compuesto de resina convencional, y entre 4 y 6mm para un material compuesto de relleno si la punta de luz se mantiene cerca de superficie. En los casos de acceso comprometido y tonos más oscuros u opacos de la resina, la profundidad de curado será menor a no ser que se utilicen tiempos de exposición más largos. Algunos fabricantes reconocen este hecho y, por ejemplo, el fabricante recomienda diferentes tiempos de exposición según su tono y tipos propios de cada compuesto de resina utilizando la misma luz de curado. Por lo tanto, es importante no elegir un solo tiempo de exposición, ni utilizar el mismo tiempo para todos los matices o situaciones, ya que, dependiendo de la ubicación, la sombra que provoque o marca de resina, esto podría ofrecer ya sea demasiada o muy poca energía (Magalhães Filho et al., 2016).

2.2.2.2. Distancia y angulación del objetivo

El acceso a una mayor distancia al sitio de restauración puede afectar el resultado de la polimerización, en un estudio se demostró que un aumento de la distancia todas las unidades de curado dental mostraron una pérdida significativa en la energía de luz suministrada, que a una distancia de 2mm podría reducir hasta un 46,7% la efectividad de polimerización (Konerding et al., 2016).

En una investigación realizada sobre resinas dentales se investigó el efecto que al aumentar la distancia de una punta puede diferir en gran medida entre dos diferentes lámparas. Esto ha sido realizado en un entorno de laboratorio, utilizando una lámpara de polimerización en posición fija muy cerca de la superficie de la resina. Aunque esto pueda ser que los resultados se vean bien y consistente, rara vez es que sea posible posicionar la punta de la lámpara tan cerca de la resina en boca. Además, los valores de irradiancia indicados por los fabricantes en general sólo se midieron en la punta de la luz. Al reducir significativamente la irradiancia se puede llegar a la superficie de la resina en el diente que a menudo es de 2 a 8mm de distancia de la punta de la luz, de tal manera que algunas lámparas de polimerización entregan solo el 25% o incluso menos irradiancia medida en la punta cuando la resina está a una distancia de tan sólo 8mm de distancia de la punta. Por lo tanto, el dentista debe saber cómo clínicamente son relevantes las distancia de 2 a 8mm la cual puede afectar a la radiación emitida por la lámpara de polimerización (Richard B. Price, D'Érand, Sedarous, Andreou, & Loney, 2000).

2.2.2.3. Tiempos de exposición

Para que exista una profundidad de polimerización adecuada, en lámparas led de alta intensidad se necesitan 10 segundos y para las LED de primera generación 20 segundos, según un estudio realizado por Wiggins, Hartung, Althoff, Wastian, & Mitra, (2004).

Los estudios indican que los tiempos de fotopolimerización cortos con LED de alta intensidad pueden afectar negativamente a las propiedades de una resina

compuesta que resulta en una profundidad de curado reducida y un aumento en el contenido residual de monómero. Este efecto mas evidente fue visto en un tiempo de 5 segundos, sin embargo, el grado de conversión superficial no fue afectado en la misma medida (H. M. Kopperud et al., 2013).

En otra investigación tuvieron como hipótesis “Los efectos de las diferencias en las distribuciones de irradiancia de las unidades de curado dental se compensan con tiempos de exposición más largos” la que demostraron que los tiempos de exposición más largos no conducen a una homogeneización completa de la distribución de la dureza (Haenel et al., 2015).

2.2.3. Tipos de fotopolimerización

2.2.3.1. Exposiciones de arranque-inicio leve.

Para poder disminuir los efectos adversos de la contracción de polimerización, se recomienda diferentes ciclos de polimerización. Tal es el caso de los modos de arranque donde se inicia con un valor de irradiancia suave por poco tiempo, y a continuación se incrementa, ya sea inmediatamente o en un corto período de tiempo, hasta que la salida de luz llegue al nivel operativo completo. En teoría, esta técnica pretende que en las cadenas de polímero no se realice hasta alcanzar la etapa de vitrificación. Otro método de polimerización ocurre cuando se entrega un bajo nivel de irradiancia, para que después la luz se apague, para después de un tiempo la exposición final se proporcione de forma total (R. Price, 2017).

2.2.4. Riesgos de las fuentes lumínicas

2.2.4.1. El peligro de la luz azul.

La zona donde afecta el ojo varía de ultravioleta (longitudes de onda de 100 a 400nm) a infrarroja (longitudes de onda de 760nm a 10,000nm o más nm) y la luz visible se encuentra en el centro de este espectro (400–760 nm). La luz visible se puede denominar además azul (longitud de onda corta), verde (longitud de onda media) y rojo (longitud de onda larga) de acuerdo con el espectro de absorción máxima de las células oculares humanas. Al usar luz para fotocurado

dental puede causar daño ocular debido a la luz que emiten. Esta aumenta cuando el rango de luz supera a 440nm, que es justamente la que emite las lámparas dentales. Por tal razón el profesional debe de tener una protección adecuada contra el peligro de la luz porque el daño se puede provocar tanto al paciente como al personal que trabaja en la clínica. Lo que más preocupa es que la exposición acumulativa a la luz azul de las lámparas de fotopolimerización de alta potencia puede causar daño ocular. En un estudio realizado concluye que la luz azul representa el riesgo máximo de causar degeneración retiniana. No es aconsejable mirar directamente a la fuente de luz y los tiempos y distancias de exposición segura recomendados para el paciente, el operador y el asistente deben cumplirse estrictamente en la práctica dental. (Alasiri, Algarni, & Alasiri, 2019).

2.3. Resinas compuestas

La resina compuesta se ha convertido en los materiales restauradores más utilizados, reemplazando gradualmente las restauraciones de amalgama, que han sido el material restaurador estándar más de 100 años. La capacidad de imitar los detalles estéticos de los tejidos duros dentales, las propiedades fisiomecánicas aceptables y la ventaja de no requerir cortes innecesarios de tejidos dentales sanos durante el procedimiento de restauración han mantenido el uso de compuestos dentales en la práctica clínica durante más de cuarenta años. La toxicidad de amalgama sigue siendo un punto de debate, existe una tendencia a reducir el uso de mercurio o incluso a prohibir los productos que contienen mercurio en algunos países, por lo que los compuestos de resina dental siguen siendo un interés principal para la investigación de materiales dentales. (Leprince et al., 2011).

2.3.1. Definición

Se suministran como una sola pasta cuya configuración se activa por la luz visible. Dichos materiales compuestos de resina deben protegerse al momento del almacenamiento en el consultorio dental por el endurecimiento causado por exposiciones a luz o a otros componentes. Se envasan en jeringas de plástico

opacas o cápsulas de dosis unitarias (Leprince et al., 2011) (Yadav & Kumar, 2019).

2.3.2. Composición Química

Los compuestos de resina consisten en tres componentes principales que son la matriz de resina (parte orgánica), las cargas inorgánicas (parte inorgánica) y el agente de acoplamiento. La matriz de resina incluye los monómeros, iniciadores, inhibidores, pigmentos y modificadores (El-banna, Sherief, & Fawzy, 2019).

2.3.2.1. Matriz Orgánica

Bis-GMA es el material de resina dental potencial que se usa ampliamente para aplicaciones dentales junto con el dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA), que actúa como diluyente y también se usa para reducir la viscosidad y metacrilato de 2-hidroxietilo (HEMA) como diluyentes en los compuestos dentales (Yadav & Kumar, 2019) (Ilie, Hilton, Heintze, Hickel, & Watts, 2017).

2.3.2.2. Relleno Inorgánico

La carga inorgánica es una parte importante en la determinación de sus propiedades físicas y mecánicas en las resinas compuestas. Los rellenos varían según su composición química, forma y tamaño; tales variaciones se reflejan en las propiedades de los compuestos. Las cargas inorgánicas generalmente se agregan para mejorar la resistencia y el módulo de la matriz de resina orgánica. Sin embargo, los rellenos también reducen el coeficiente de expansión térmica, la sorción de agua y la contracción de polimerización, además de impartir radiopacidad y mejorar las propiedades estéticas (El-banna et al., 2019).

Los compuestos podrían clasificarse por su morfología de relleno. Los compuestos que contienen partículas de relleno prepolimerizadas tienen la carga de relleno más baja y, por lo tanto, las propiedades de flexión y dureza más bajas. Los compuestos que contienen partículas de relleno redondas tienen la carga de relleno más alta, dando como resultado las propiedades de flexión y dureza más altas. Los compuestos que contienen partículas de relleno de forma

irregular o una mezcla de partículas de relleno prepolimerizadas y de forma irregular tienen una carga de relleno intermedia. La alta carga de relleno no se asoció con una alta tenacidad a la fractura (Kim, Ong, & Okuno, 1992).

Existe resina reforzada con fibra de vidrio y que presenta una mejor resistencia a la fractura, pero así mismo se recomienda cubrir este material con un compuesto de resina convencional ayuda a reducir el desgaste de la superficie (Alshabib, Silikas, & Watts, 2019).

2.3.2.3. Agente de acoplamiento

El agente de acoplamiento de silano es esencial para mantener una unión fuerte y duradera entre la matriz polimérica y las partículas de relleno. Así también estas partículas de relleno mostraron una mejor humectabilidad y dispersión dentro de la matriz de resina, mejorando así las propiedades físicas y mecánicas de los compuestos de resina. También se descubrió que la absorción de agua por las partículas de carga silanizadas era significativamente. Se demostró que los rellenos silanizados mejoran la resistencia a la tracción en comparación con las partículas de relleno no silanizadas (El-banna et al., 2019).

2.3.2.4. Sistemas activadores

Este sistema sirve para provocar una aceleración al momento de polimerizar una resina compuesta para que este se endurezca. Encontramos varias formas de polimerizar ya sea provocadas por la luz (fotocurado), los productos químicos (autocurado) o tanto el químico como el fotocurado (fotopolimerización). Se presenta dos tipos de fotoiniciadores que se usa en odontología. Estos fotoiniciadores presentan tipos específicos de enlaces que son capaces de absorber la radiación electromagnética, pero como requisito es la de tener rangos específicos de longitud de onda. Estos fotoiniciadores utilizan esa energía para generar radicales libres que inicia el proceso de polimerización. Teniendo así el tipo I (Lucirin TPO, y derivados de dibenzoil germanio como es el Ivocerin) y el activador tipo II (canforoquinona CQ y fenilo propanodiona) (Santini, Gallegos, & Felix, 2013) (El-banna et al., 2019).

2.3.2.5. Pigmentos

La luz de fotopolimerización no tuvo efecto alguno sobre la estabilidad del color en las estructuras de resina y que la fotoactivación realizada también en los sistemas de adhesión dental sobre el esmalte se obtuvo mejores resultados (Jandt & Mills, 2013).

2.3.3. Propiedades

2.3.3.1. Biocompatibilidad

Varios factores afectan la biocompatibilidad de la restauración compuesta, como son la composición (tipo de resina, cargas, unión entre matriz y rellenos, y sistema iniciador), método y calidad de polimerización, así como la manipulación adecuada (manejo de cavidades, técnica de restauración adecuada, acabado y pulido). Como las preocupaciones de biocompatibilidad con respecto al material compuesto dependen en gran medida de cuánto se relaciona el material compuesto, el factor de composición y la polimerización de alta calidad pueden considerarse los factores clave para reducir los efectos nocivos de las restauraciones de material compuesto (Mallineni, Nuvvula, Matinlinna, Yiu, & King, 2013) (Nunes et al., 2020) (El-banna et al., 2019).

En general, las resinas curadas con luz adecuada son menos citotóxicas en comparación con las resinas curadas químicamente. Se descubrió que el grado de conversión de las resinas fotopolimerizables oscila entre el 55% y el 75% y puede aumentarse hasta el 80% con posterior curado (Barreto, Gayosso, & Ibarra, 2015).

2.3.3.2. Contracción de polimerización

En la polimerización, la contracción del composite dental puede generar estrés en la interfaz de unión de una restauración dental, así como la microfiltración, fracturas de flexión en las cúspides, hipersensibilidad posoperatoria y caries secundarias. Es por esto que las recomendaciones son que las lámparas deben presentar una exposición de radiante estable, realizando una emisión inicial baja

cuando es comparado con una alta emisión de radianza al inicio (Lee, Ferracane, & Lee, 2018).

2.3.3.3. Estabilidad de color

Con respecto a la estabilidad de color cabe indicar que en la estructura dental y la morfología diferente en toda la superficie contribuyen a la complejidad de lograr una restauración de aspecto natural. El color y la translucidez de la resina compuesta están influenciados por su tono, grosor y color de fondo; tamaño y contenido de partículas de relleno, adiciones de pigmento y potencialmente el componente de iniciación y el agente de acoplamiento de relleno. En un estudio sobre el efecto de opacos para modificar el color se demostró que a adición de los opacificadores también influyó significativamente en el color perceptible de los compuestos ya que hubo una correlación lineal entre la cantidad de opacificadores en concentraciones entre 0-1% y la translucidez de las resinas compuestas experimentales (Haas, Azhar, Wood, Moharamzadeh, & Noort, 2017) (El-banna et al., 2019).

Existen componentes como la amina, que esta presente en la mayoría de los sistemas de iniciación que se sabe causa un cambio en la coloración del material (amarillez) debido a la oxidación, ha sido un gran problema para varios sistemas de resina (Lu, Mehmood, Chow, & Powers, 2005).

2.3.3.4. Resistencia a la fractura.

La resistencia a la fractura está relacionada con la capacidad de un material para resistir la propagación de una grieta a partir de una falla crítica. La relativa baja en la resistencia a la fractura de las resinas compuestas los hacen susceptibles al fracaso presentando fracturas marginales o astillados masivos. La resistencia a la fractura está determinada por la composición del material y el método de prueba. El adecuado proceso de polimerización es un requisito fundamental para el clínico al momento de realizar restauraciones de resina compuesta. Un requisito es la irradiancia del producto y el tiempo de exposición. Fabricantes recomiendan exposiciones mínimas para diferentes productos que varían entre

valores de 5J/cm² hasta 40J/cm². Todos los fabricantes solo informan valores de prueba para resinas compuestas de fotocurado bajo ideales condiciones de laboratorio. Esto es la consecuencia debido a que no tienen variables clínicas, como fuentes de luz de bajo rendimiento, dispersión de la luz por la distancia, acceso inadecuado o técnica deficiente del operador (Ilie et al., 2017) (Khosravani, 2019).

2.3.4. Fotoinicadores.

Para el año 2007 el fotoiniciador más usado en las resinas compuestas era la canforoquinona (CQ) pero en revisiones más actuales este fotoiniciador más es una combinación de canforoquinona con amina terciaria (TA). Cuando la alcanforoquinona absorbe la luz, interactúa con la amina terciaria formando un complejo foto-excitado con radicales libres tanto en la alcanforoquinona como en amina terciaria. Los radicales libres atacan a la C Q C enlaces de monómeros, formando nuevos radicales con una cadena de polímero más larga (etapa de propagación). Tal propagación de la cadena de polímero continúa hasta que el proceso de reacción termina. La sensibilidad máxima de alcanforoquinona está cerca de 470 nm en el rango de longitud de onda azul. Aunque los sistemas iniciadores tienen buena aceptación, el alcanforoquinona de color amarillo puede afectar negativamente al color compuesto (Stansbury, 2007) (Yadav & Kumar, 2019) (El-banna et al., 2019). En un estudio se determinó que para los sistemas basados en canforoquinona, el contenido de relleno tiene un impacto en la eficiencia de los modos de alta irradiancia, probablemente debido a la disminución de la movilidad local de los monómeros (Leprince et al., 2011).

2.3.5. Pigmentos y otros componentes.

Los óxidos inorgánicos se agregan en pequeños porcentajes para proporcionar tonos que coincidan con la mayoría de los tonos de dientes. El óxido de hierro representa el pigmento más común. Actualmente se suministran numerosos tonos que se extienden desde tonos muy claros hasta amarillo y gris. También se proporcionan agentes fluorescentes para simular la apariencia de los dientes naturales. Estos son tintes o pigmentos que absorben la luz en la región

ultravioleta y violeta (generalmente 340- 370 nm) y reemitirlo en la región azul (típicamente 420-470 nm) (El-banna et al., 2019)

2.3.6. Limitaciones

2.3.6.1. Efecto del tono de resina

Se encuentran disponibles varios tonos y translucidez de los compuestos de resina para permitir una mejor coincidencia con las estructuras dentales adyacentes, mejorando así la apariencia estética de la restauración. Los compuestos de resina con tonos más oscuros y opacos evitan una transmisión de luz adecuada y, por lo tanto, tendrán un grado de conversión menor (Haas et al., 2017).

2.3.6.2. Efecto del espesor del incremento de resina

Estudios demuestran que al usar incrementos de más de 2mm de espesor contribuye a que disminuya de manera significativa el grado de conversión. Esto es a causa de que disminuye la profundidad de fotopolimerizado. Existen materiales que incorporan matriz de relleno y esto permite el incremento de hasta 4mm y conserva de modo normal el grado de conversión, esto puede ocurrir debido a que hay una mayor translucidez en los compuestos de relleno que permiten la una mayor transmisión de luz cuando estos son comparados con resinas compuestas convencionales (El-banna et al., 2019).

2.3.6.3. Contracción de polimerización y tensiones de contracción de polimerización.

Uno de los principales problemas cuando realizan restauraciones con resinas compuestas es la contracción a la polimerización. Cuando se realiza la polimerización ocurre una conversión de moléculas de monómero en una red polimérica la cual este se compacta resultando en una contracción volumétrica, esto se tendría aproximadamente un 2% a 6% de contracción volumétrica (Braga, Ballester, & Ferracane, 2005).

2.3.7. Degradación.

La degradación con el tiempo puede causar la elución de diferentes productos del compuesto de resina. La degradación de la resina puede ser causada por diferentes estímulos, como los efectos térmicos, fotocatalíticos y / o químicos (Drummond, 2008).

Las recientes investigaciones se han centrado en el desarrollo de materiales restauradores resistentes a la degradación. Las últimas pruebas de modificación y mejora para desarrollar materiales resistentes a la fatiga han sido exitosas al momento de la verificación clínica (Lohbauer, Belli, & Ferracane, 2013).

3. CAPÍTULO III: OBJETIVOS

3.1.1. Objetivo General

Evaluar la resistencia a la compresión de una Resina Compuesta Nanohíbrida con microrelleno de zirconio/sílice fotopolimerizadas con dos lámparas a alta potencia de luz LED.

3.1.2. Objetivos específicos

- Identificar a través de la resistencia a la compresión la eficacia de las lámparas de fotopolimerización LED

3.2. Formulación de hipótesis

Existe una diferencia significativa en los valores de resistencia a la compresión entre las lámparas de fotopolimerización de alta intensidad VALO® (ULTRADENT) y la lámpara de alta intensidad S.P.E.C. 3® (COLTENE) cuando son utilizadas sobre probetas confeccionadas de resina compuesta.

4. CAPITULO IV. METODOLOGÍA

4.1. Tipo de estudio

El presente estudio será de tipo experimental in vitro, porque las probetas de Resina Compuesta Nanohíbrida con microrelleno de zirconio/sílice fotopolimerizadas a diferentes intensidades de Luz LED fueron evaluadas a resistencia de compresión, así también es de tipo comparativo debido a que se obtendrá sus semejanzas o diferencias los resultados obtenidos de la compresión y transversal realizado en un tiempo determinado sin continuidad incluyendo las del plan piloto con 6 muestras para luego someterlas a 20 probetas para la fase final.

4.2. Muestra

Se realiza 20 bloques de resina Compuesta Nanohíbrida con microrelleno de zirconio/sílice de acuerdo con las normas ISO.

4.3. Metodología

1. El prototipo metálico fue elaborado de metal con un dispositivo de sujeción de las platinas que ayuda al ajuste correcto por todos sus lados

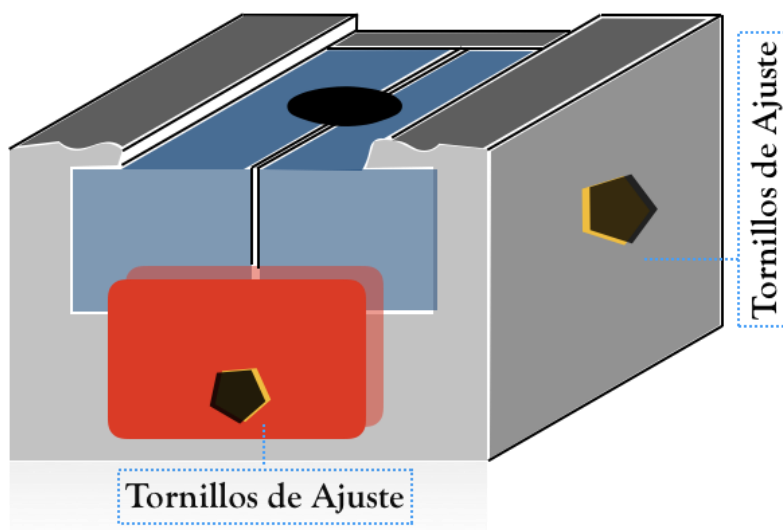


Figura 1 Prototipo de confección de la matriz para la elaboración de las probetas de ensayo.

2. Se confeccionó unas platinas calibradas a un diámetro de 4mm con alto de 8mm realizado en una tornería, teniendo este dispositivo un sistema de sujeción activado con tornillos para su ajuste mecánico de presión a las platinas conformadoras

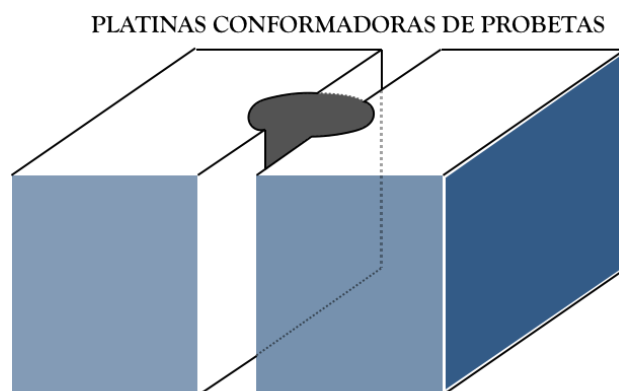


Figura 2 Platinas conformadoras calibradas a diámetro de 4mm por 8mm de alto.

3. Para la confección de las probetas de resina se realiza la técnica incremental con capas horizontales de 2mm hasta obtener probetas de un diámetro de 4mm con un alto de 8mm. Para este estudio se realiza con Resina Compuesta Filtek 350 (3M-ESPE).

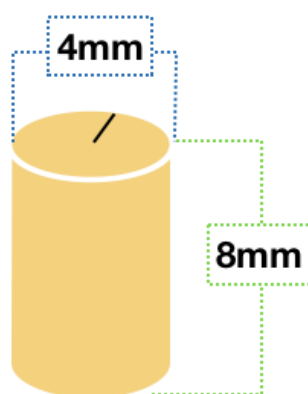


Figura 3 Esquema de Probeta de Resina Compuesta Filtek 350 (3M-ESPE).

4. Para la fotopolimerización se usó dos lámparas LED de alta intensidad, una de ellas fue la lámpara VALO® (ULTRADENT) con intensidad de

1300mW/cm² y la otra fue S.P.E.C. 3® (COLTENE) con intensidad de 1280mW/cm² realizado a 20seg de fotopolimerización por capa incremental de 2mm de espesor. Para esto se realizó valoraciones de la intensidad de las lámparas con radiómetros de luz, obteniendo valores óptimos para el estudio.



Figura 4 Foto tomada desde página oficial ULTRADENT. Lámpara VALO ULTRADENT.



Figura 5 Lámpara tomada desde página oficial de COLTENE. Lámpara S.P.E.C. 3 COLTENE.

5. Realizadas las probetas, se valora con un calibrador el diámetro obtenido, estas han sido consideradas según norma INEN-ISO 4049. En el apartado de dicho documento se especifica la profundidad de fotopolimerización a la que debe ser sometida la resina compuesta, tiempos de sensibilidad y fotopolimerización de las capas, así como de la longitud y diámetro que deben tener las probetas para que puedan ser sometidos a prueba de compresión.

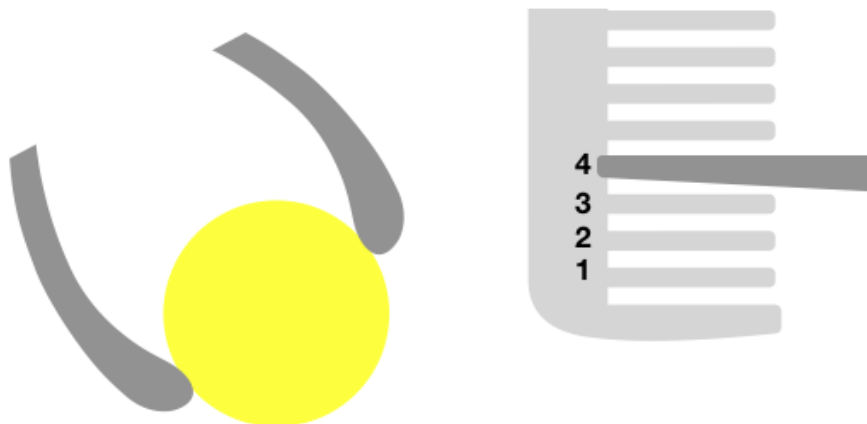


Figura 6 Dibujo esquemático del método de medición usado para valorar los 4 mm de las probetas

6. Luego se someten al proceso de pulido utilizando discos Sof-Lex (3M ESPE) siguiendo su código de colores desde más oscuro (grueso) a claro (superfino) con un tamaño de 13mm de diámetro montado en pieza de mano de baja velocidad (no mayor a 30,000 r.p.m); para el grano grueso se uso a velocidad mediana (aprox. a 10,000 r.p.m) luego se enjuaga y se seca, el grano mediano a velocidad mediana (aprox. 10,000 r.p.m) luego se enjuaga y se seca, y para el grano fino a alta velocidad (no mas de 30,000 r.p.m) todos por un tiempo de 20 segundos luego se enjuaga y se seca.

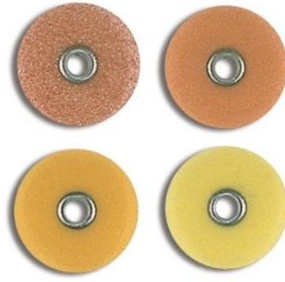


Figura 7 Discos Sof-Lex (3M ESPE). Fotografía tomada desde página oficial 3M ESPE.

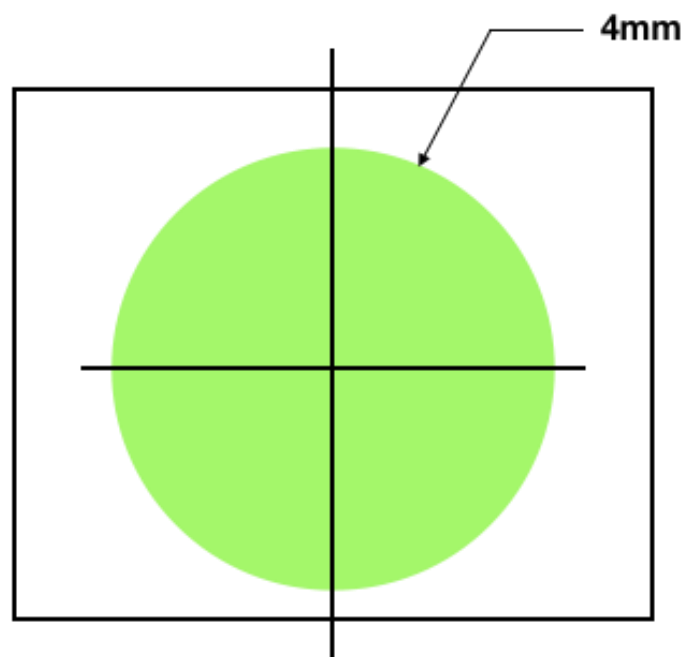


Figura 8 Diámetro del muñón maestro

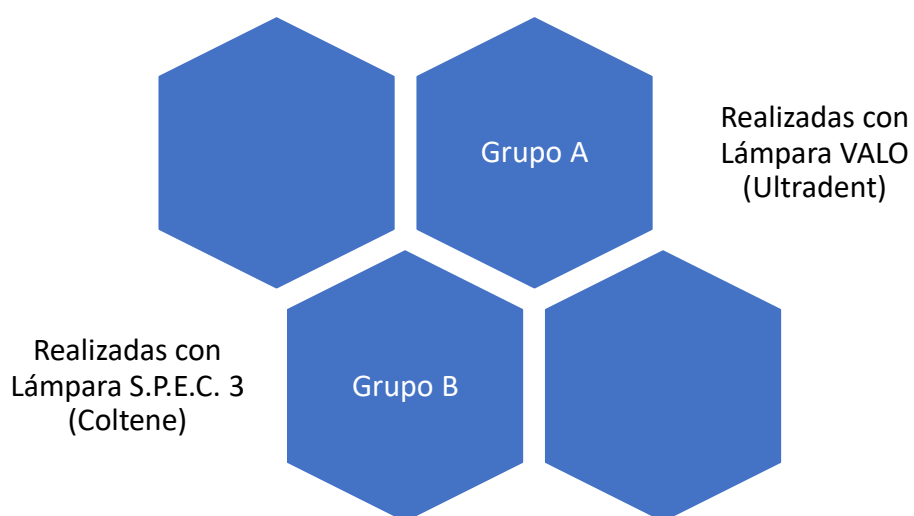
7. Paso seguido se coloca en agua destilada en el aparato de ultrasonido durante 24 horas, a temperatura constante de 37 grados.



Figura 9 Ultrasonido Cleaner (JSP). Indica inicio de precalentamiento hasta llegar a una temperatura de 37°. La que se colocará las probetas durante 24 horas.

8. Con la elaboración de 20 probetas de muestra, se las dividió en dos grupos el A y B. El grupo A comprende a las muestras realizadas con la lámpara VALO® (Ultradent) y el Grupo B son probetas realizadas con lámpara de fotopolimerización S.P.E.C. 3® (COLTENE).

Tabla 4-1 Grupo de Análisis



9. Terminado este proceso se realiza el envío de las probetas a la máquina de ensayo del Centro Carrocero de Ambato, este presenta las siguientes características: Grupo A (Lámpara VALO®, ULTRADENT)

Tabla 4-2. Especificaciones técnicas del Grupo A. (lámpara VALO®, ULTRADENT). Antes de realizar la compresión.

Temperatura Ambiente	Humedad Relativa	Velocidades (mm/min)			
		Precarga	Ensayo	Retorno	Posicionamiento
21,9°C	48,3%,	2,00	2,00	50,00	50,00

10. Grupo B Lámpara S.P.E.C. 3® (COLTENE).

Tabla 4-3 Especificaciones técnicas del Grupo B. Lámpara S.P.E.C. 3® (COLTENE). Antes de realizar la compresión.

Temperatura Ambiente	Humedad Relativa	Velocidades (mm/min)			
		Precarga	Ensayo	Retorno	Posicionamiento
25,8°C	41,8%,	2,00	2,00	50,00	50,00

4.4. Identificación de variables.

4.4.1. Variables dependientes

- Resistencia a la compresión de la resina compuesta.

4.4.2. Variables independientes

- Lámpara LED

5. CAPITULO V. RESULTADOS

5.1. Evaluación de la resistencia a la compresión.

Valores que representan al resultado obtenido desde el centro de Investigaciones del Honorable Gobierno Provincial de Tungurahua. A través del Centro de Fomento Productivo Metalmecánico Carrocero.

Resultados de Grupo A (Lámpara VALO[®], ULTRADENT).

Tabla 5-1 Informe detallado por el centro de fomento productivo metalmecánico carrocero del Honorable Gobierno Provincial de Tungurahua. Lámpara VALO[®] (ULTRADENT).

Probeta	Dimensiones mm		Fuerza máxima (N)	Esfuerzo máximo de compresión (MPa)
	Diámetro	Longitud		
1	4,06	8,47	650,00	50,21
2	4,03	8,38	1150,00	90,16
3	4,06	8,22	400,00	30,90
4	4,06	8,29	1150,00	88,83
5	4,01	8,22	700,00	55,43
6	4,03	8,45	750,00	58,80
7	4,03	8,45	450,00	35,28
8	4,02	8,27	1100,00	86,67
9	4,02	8,33	400,00	31,52
10	4,05	8,33	800,00	62,10

Grupo B Lámpara S.P.E.C. 3[®] (COLTENE).

Tabla 5-2 Informe detallado por el centro de fomento productivo metalmecánico carrocero del Honorable Gobierno Provincial de Tungurahua. Lámpara SPEC3[®] (COLTENE).

Probeta	Dimensiones mm		Fuerza máxima (N)	Esfuerzo máximo de compresión (MPa)
	Diámetro	Longitud		
1	4,05	8,26	2450,00	190,18
2	4,02	8,23	1100,00	86,67
3	4,02	8,24	1250,00	98,48
4	4,02	8,39	500,00	39,39
5	4,03	8,43	1850,00	145,03
6	4,04	8,35	2250,00	175,52
7	4,08	8,39	1700,00	130,03
8	4,05	8,25	500,00	38,81
9	4,02	8,46	1300,00	102,42
10	4,02	8,18	850,00	66,97

5.2. Plan de análisis

Dada la naturaleza del presente estudio, se pretende hacer uso del análisis de varianza de una vía, con el objetivo de contrastar y validar la siguiente prueba de hipótesis,

$$H_0: \mu_1 = \mu_2 = \dots = \mu_k$$

$$H_1: \mu_i \neq \mu_j \text{ para algún } i \neq j$$

Con su correspondiente modelo lineal de contraste, tal que

$$Y_{ij} = \mu + \tau_i + \varepsilon_{ij},$$

donde μ es el parámetro de escala común para todos los tratamientos, denominado media global, τ_i es el parámetro que mide el efecto del tratamiento i y ε_{ij} es el error o perturbación atribuible a la medición de Y_{ij} . De esta manera, el modelo cuantifica dos posibles fuentes de variabilidad: los tratamientos y el error aleatorio.

Para llevar a cabo dicho contraste y poder validar la hipótesis de investigación se hace uso del Análisis de varianza (ANOVA). No obstante, se requiere de una serie de análisis y resultados previos para consolidar dicho procedimiento.

5.3. Especificación del modelo

Es parte del fundamento teórico que establece que la resistencia a la comprensión de la resina compuesta no presenta diferencia significativa en la fotopolimerización a distintas intensidades de luz LED. Es así como establecemos dicha relación a través del siguiente modelo lineal general:

$$Y_{ij} = \mu + \tau_i + \varepsilon_{ij},$$

Con el cual se pretende modelar el efecto de la fotopolimerización a distintas intensidades, τ_i , sobre la resistencia a la comprensión de la resina compuesta, Y_{ij} .

5.4. Análisis exploratorio

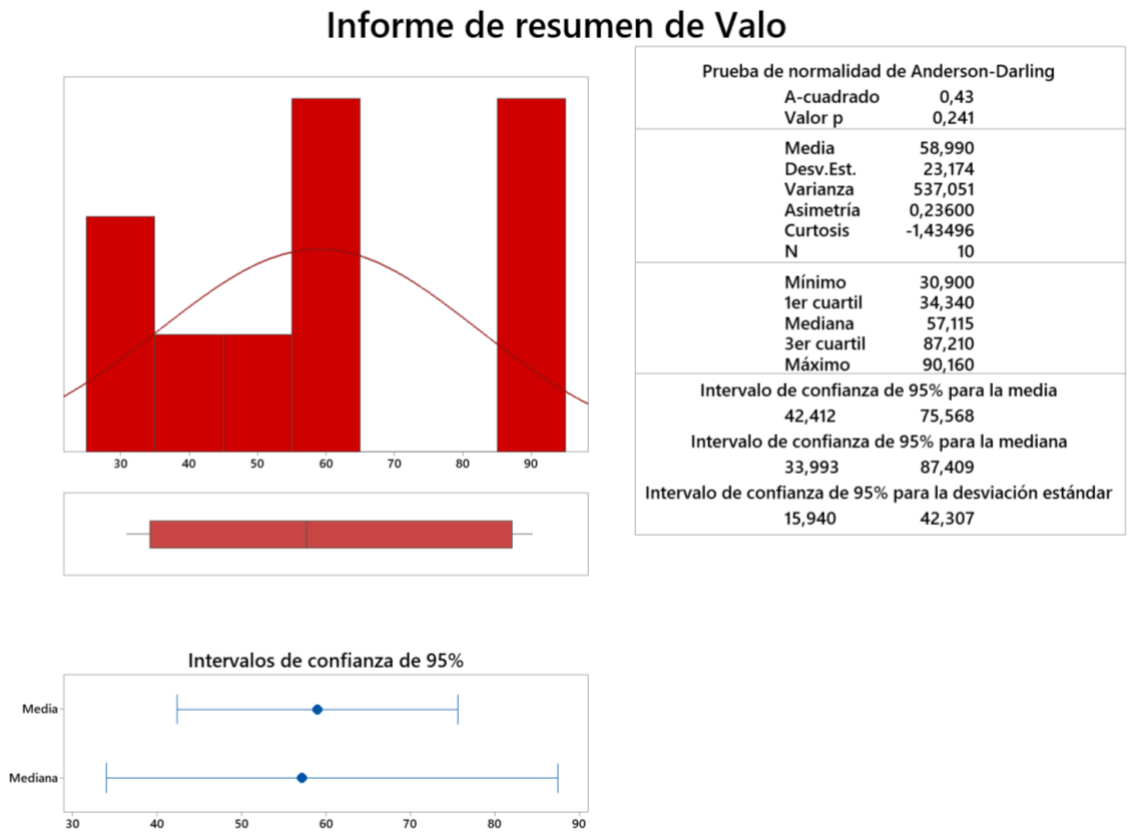


Figura 10. Informe que muestra el resumen de la muestra tomada por la Lámpara de estudio VALO® (ULTRADENT).

Informe de resumen de Spec 3

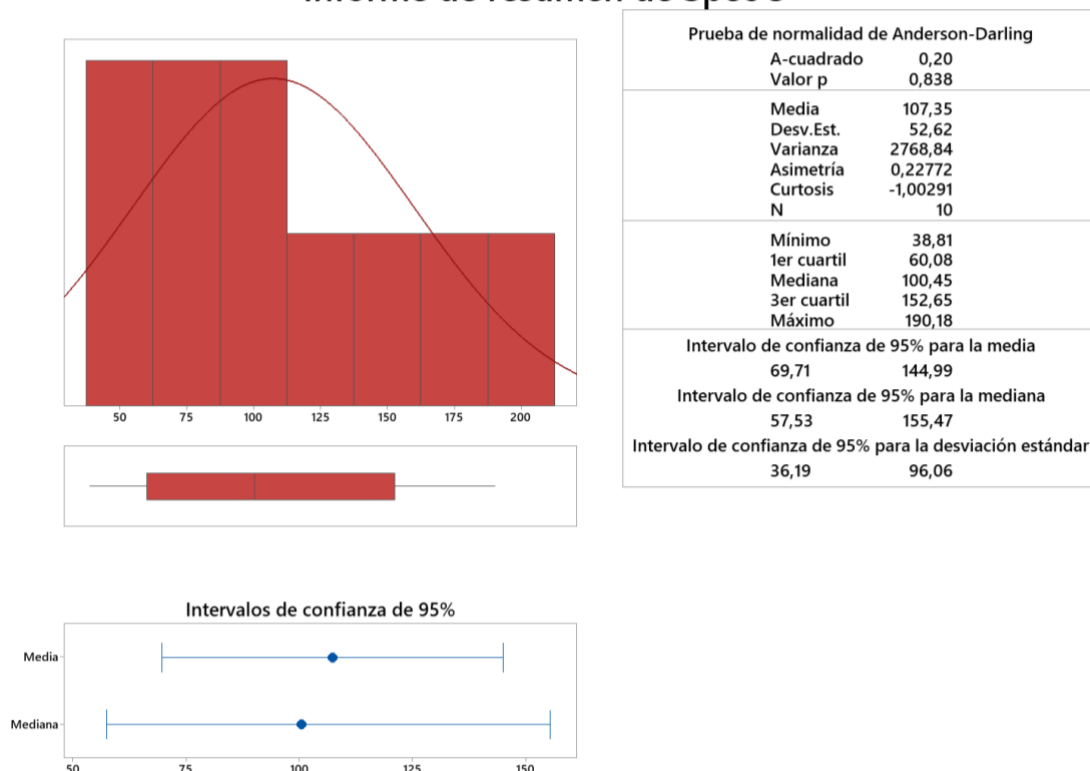


Figura 11. Informe que muestra el resumen de la muestra tomada por la Lámpara de estudio S.P.E.C. 3® (COLTENE) (ULTRADENT).

5.5. Prueba de normalidad

Se parte de la hipótesis que los datos provienen de una distribución normal en contraposición a que provienen de cualquier otra distribución. Dicho contraste se realiza con las pruebas de Anderson-Darling, AD; Ryan-Joiner, RJ; y Kolmogorov-Smirnov, KS.

Tabla 5-3 Prueba de normalidad.

Fotopolimerización	AD	Prob	RJ	Prob	KS	Prob
Valo®	0,430	0,241	0,956	> 0,100	0,184	> 0,150
S.P.E.C. 3®	0,200	0,838	0,984	> 0,100	0,137	> 0,150

Nota: AD=Anderson-Darling; RJ= Ryan-Joiner; KS= Kolmogorov-Smirnov

A un nivel de significación del 0,05 (5%) existe evidencia estadística (prob > 0,05) para afirmar que los datos provienen de una distribución normal.

5.6. Prueba de datos atípicos

La siguiente prueba contrasta la hipótesis de que todos los datos provienen de la misma población con características de normalidad y por lo tanto no existen datos atípicos. De esta manera, a un nivel de significación del 0,05 (5%), existe evidencia estadística para afirmar que efectivamente la hipótesis es cierta y no existen datos atípicos o perturbaciones en la experimentación con ninguna de las dos lámparas de fotoactivación ($\text{Sig} > 0,05$).

Tabla 5-4 Tabla de Datos Atípicos

Lámparas	Prueba de Grupps	Sig
VALO®	1,35	1,000
S.P.E.C 3®	1,57	0,972

5.7. Prueba de igualdad de varianza

Ahora, se realiza el contraste de igualdad de varianzas. Esta prueba consiste en verificar que las varianzas de ambos procedimientos experimentales son iguales para cada una de las lámparas de fotoactivación. Es así, que a un nivel de significación del 0,05 (5%) no existe evidencia estadística para afirmar que las varianzas de ambas lámparas son iguales ($F\text{-stat} = 0,19$. $\text{Sig} = 0,023 < 0,05$). Por lo tanto, existe alguna lámpara que posee mayor dispersión que la otra con respecto a la resistencia a la compresión.

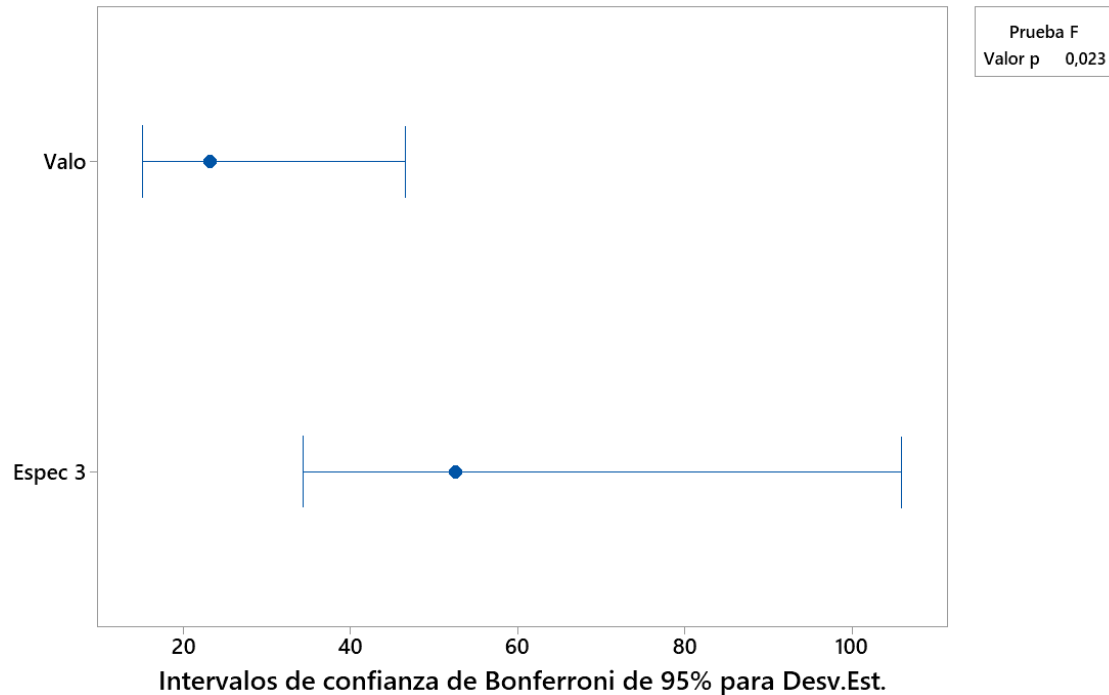


Figura 12. Prueba de igualdad de varianza

5.8. Prueba de igualdad de medias (ANOVA).

La prueba cumbre consiste en contrastar la igualdad de medias de las lámparas respecto a la resistencia a la compresión.

Tabla 5-5. Análisis de Varianza. Pruebas de igualdad de medias

Fuente	GL	SC Sec.	Contribución	SC Ajust.	MC Ajust.	Valor F	Valor p
Factor 1	1	11693	28,21%	11693	11693	7,07	0,016
Error	18	29753	71,79%	29753	1653		
Total	19	41447	100,00%				

A un nivel de significancia del 0,05 (5%) no existe evidencia estadística para afirmar que ambas lámparas proporcionen la misma resistencia a compresión (F-stat = 7,07. Sig = 0,016 < 0,05). Por lo tanto, existe una de ellas que presenta mejor resistencia.

5.9. Prueba de rangos múltiples

Con esta prueba se determina con mayor precisión la lámpara que genera mayor resistencia a la compresión en la resina compuesta.

Tabla 5-6 Prueba de rangos múltiples

Lámparas	Muestra	Media	Desv. Está	Agrupación	t-stat	Sig
S.P.E.C. 3®	10	107,3	52,620	A	2,66	0,016
VALO®	10	58,99	23,175	B		

A un nivel de significación del 0,05 (5%) no existe evidencia estadística para afirmar que la diferencia entre ambas lámparas sea de cero. Por lo tanto, podemos concluir que la lámpara S.P.E.C. 3® presenta una resistencia media superior a la lámpara VALO® ($107,3 > 58,99$. Sig = $0,016 < 0,05$).

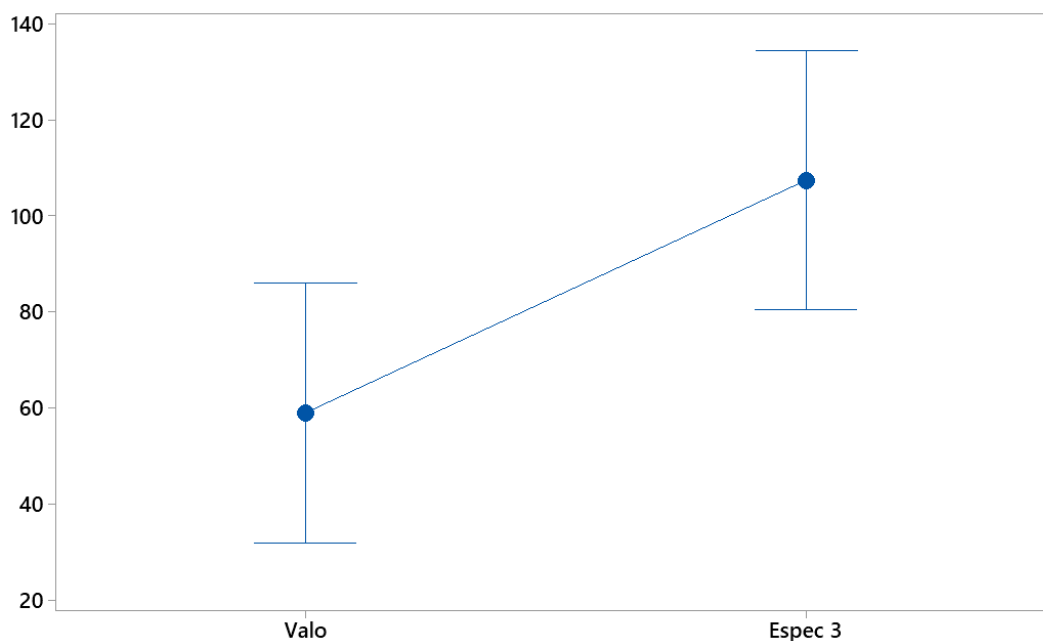


Figura 13. Prueba de rangos múltiples

6. CAPITULO VI: DISCUSIÓN

El estudio fue la comparación a la compresión a una resina compuesta fotopolimerizada con dos lámparas de alta intensidad de luz LED teniendo como resultado que la lámpara S.P.E.C. 3® (COLTENE) presenta una resistencia media superior comparada con la lámpara VALO® (ULTRADENT) ($107,3 > 58,99$. Sig = $0,016 < 0,05$).

Estos resultados aceptan la hipótesis del estudio, la que sostenía que existía una diferencia significativa al comparar los valores de resistencia a la compresión de la resina evaluada fotopolimerizada con dos lámparas de alta intensidad.

A diferencia de otros autores, la elaboración de las probetas de estudio varía: Hedge (2011) usa probetas de prueba de 3mm de alto y de 5 mm de diámetro. Magalhães Filho et al., (2016) realiza en su estudio 8mm de diámetro y 2mm de espesor. Gogna et al. (2011) recurrió a probetas de 6mm de alto por 3mm de diámetro. Y por último encontramos a ALShaafi et al., (2016) quienes elaboraron probetas de 8mm de alto por 4mm de diámetro.

Esta metodología se basó en estudios previos y se rige a normas ISO 4049 para las indicaciones de elaboración de probetas de resina compuesta nanohíbrida con microrelleno de zirconio/sílice, que estudios revelan que la resina z350™ (3M, ESPE) es muy superior a resinas comparadas como QuiXfil y Filtek™ Z250 (Khosravani, 2019).

Para determinar la resistencia a la compresión se usa la resina Filtek z350 teniendo en este estudio a dos muestras recolectadas a través de probetas de resina compuesta, el un grupo es polimerizada con la lámpara VALO® (ULTRADENT) dando como promedio el valor de 755,00 N (58,98MPa) y para la lámpara S.P.E.C. 3® (COLTENE) como valor promedio de 1375,00 N (107,35MPa) para poder compararlos con la fuerza de mordida presentamos este estudio que demuestra tener valores de 373,8N para el sector premolar y para la fuerza en el sector molar de 383,9N (Lepley, Throckmorton, Ceen, &

Buschang, 2011) demostrando así la seguridad de la resina compuesta utilizada en la compresión.

Con respecto a los resultados de este estudio se obtuvo un valor máximo de 90,16MPa para la lámpara de fotopolimerización VALO® (ULTRADENT) y un valor de 190,18MPa para la lámpara S.P.E.C. 3® (COLTENE) comparado a estudios similares realizados por Peñafiel Rodríguez, Quisiguiña Guevara, Alban Hurtado, & Robalino Campos, (2019), que tiene como resultado a 177,05Mpa para la resina Filtek z250 pero que realiza con probetas de 4x4mm, la cual difiere en estudios realizados por Wang et al., (2015) que demuestran resultados de 205.8 (\pm 14.3) MPa la cual se lo realiza en moldes de plástico de silicona cubriendo en su superficie con una lámpara de fotopolimerización (SLC-VIII B, 430–490 nm, 1000 mW / cm², Hangzhou Sifang Medical Apparatus Co., Ltd., Zhejiang, China) pero también se obtiene investigaciones realizadas por Baldión, Vaca, Álvarez, & Agaton, (2019) teniendo como resultado valores de 55.5MPa la cual fue elaborado con un molde cilíndrico de 5mm de diámetro y 8mm de altura. Esto podría explicarse debido a las características con las que se realiza el estudio como lo explica en una investigación realizada por ALShaafi et al., (2016) primero, el molde utilizado estaba hecho de metal. Esto bloqueó toda la luz desde el exterior de los 4 mm centrales de la punta de la guía de luz. Sin embargo, un molde de metal se especifica en la norma ISO 4049 y también ha sido recomendado por diferentes autores para no sobreestimar la profundidad de curado. Este molde de metal también creó condiciones de prueba más cercanas a las condiciones clínicas en las que se coloca cuando se requiere clínicamente. Utilizando instrumentos como el medidor de luz (radiómetros), este estudio midió la exposición radiante recibida en la superficie superior de las probetas de resina en lugar de la energía total entregada por las lámparas a todo el molde de metal, siguiendo la norma ISO 4049 también especifica los diámetros sugeridos para fotopolimerización que es de 2mm de espesor para cada activación, sin embargo, pueden requerirse tiempos de exposición mayores a 20s para fotopolimerizarlos.

La presente investigación indica que a pesar de las dos lámparas evaluadas difieren con 20 mW/cm^2 , la lámpara SPEC 3 consigue obtener valores significativamente mayores de compresión de la resina compuesta polimerizada. Esto podría explicarse por la intensidad que mantiene a pesar de aumentar la distancia entre la resina y la punta de la lámpara. Cuando se realiza una comparación entre las dos lámparas siendo sus resultados de un valor máximo para la lámpara VALO® (ULTRADENT) de $90,16 \text{ MPa}$ y para la lámpara S.P.E.C. 3® (COLTENE) de $190,18 \text{ MPa}$, encontramos que, según los fabricantes el diseño de S.P.E.C. 3® presenta una guía de luz a una distancia de 8 mm turbo la que emite hacia uno de los extremos mientras que para la lámpara VALO® (ULTRADENT) este es un lente que presenta un diámetro $9,6 \text{ mm}$ formando un solo cuerpo con toda la estructura. En un estudio realizado se presenta que la intensidad de luz a una distancia de 0 mm es de 1866 mW/cm^2 para la lámpara S.P.E.C. 3® y para la lámpara VALO® esta presenta un valor de 1064 mW/cm^2 ; cuando la distancia es de 9 mm la intensidad de luz es de 1165 mW/cm^2 para S.P.E.C. 3® y de 658 mW/cm^2 para la lámpara VALO®. Y al comparar con otra marca de radiómetro de marca Integrating Sphere a 0 mm de distancia los valores son muy parecidos ya que la lámpara S.P.E.C. 3® da valores de 1859 mW/cm^2 y para la lámpara VALO® esta presenta un valor de 967 mW/cm^2 (Shortall et al., 2015).

Esta diferencia significativa entre la lámpara VALO® (ULTRADENT) y S.P.E.C.3® se lo puede presentar en este estudio que realizan sobre resina Bulk – Fill a la que hacen relación entre cuatro lámparas de fotopolimerización (LCU de alta irradiancia: FlashMax-P3, CMS- Dental; SPEC3, Coltene y LCU convencional: Paradigm, 3M-ESPE) a la cual miden la profundidad de curado (DoC) y el grado de polimerización (DoP) la que da como resultado a la clasificación de las lámparas de polimerización con irradiancias medias de mayor a menor: S.P.E.C. 3® (modo principal = $1827 \pm 5 \text{ mW / cm}^2$) paradigma ($1226 \pm 0,3 \text{ mW / cm}^2$) y cuando este se usa en modo de 3seg S.P.E.C. 3® ($3001 \pm 8 \text{ mW / cm}^2$) superando a FlashMaxP3 ($2378 \pm 22 \text{ mW / cm}^2$) (Daugherty et al., 2018).

La Unidad de Curado de Luz Dental se ha convertido en un componente esencial de la odontología moderna, en especial cuando se realizan lámparas con una gran intensidad de luz adecuada para una correcta fotopolimerización. Un estudio sugiere que el conocimiento de los profesionales sobre el polimerizado de restauraciones de resina compuesta y lámparas de fotopolimerización es deficiente. Esto indica que hay una necesidad de capacitación y orientación en este aspecto de la atención dental primaria (Santini & Turner, 2011).

7. CAPITULO VII: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

7.1. Conclusiones

Dentro de las limitaciones de este estudio, se pudo llegar a las siguientes conclusiones:

- La resistencia a la compresión de la Resina Compuesta Nanohíbrida con microrelleno de zirconio/sílice obtuvo un mejor desempeño al ser sometida a fotopolimerización con la Lámpara S.P.E.C. 3®.

7.1.1. Recomendaciones

El proceso de fotopolimerización y las propiedades mecánicas son bastante dependientes de la manera de fabricación de las probetas, longitud de onda que actúa y la potencia de los puntos específicos del área que apunta el haz de luz. Los fabricantes de las lámparas de polimerización LED deben considerar esta recomendación para evitar los cambios abruptos en las propiedades mecánicas, lo que podría afectar la confiabilidad de la restauración.

Esta investigación incentiva al profesional clínico a conocer mejor sus lámparas, ya que no es suficiente la lectura de lo que imparte el fabricante, sino también el poder comparar características especiales que puede resultar en éxitos hacia los pacientes, incluso ayudaría a invertir mejor su economía ya que en este estudio resulta más beneficioso el uso de lámparas de un costo moderado dejando sin la necesidad de invertir en lámparas demasiado costosas.

Las investigaciones realizadas con respecto a la elaboración de probetas de resina con lámparas confiables requieren de mayores investigaciones que evalúen su eficacia.

REFERENCIAS

- Al Shaafi, M., Maawadh, A., & Al Qahtani, M. (2011). Evaluation of Light Intensity Output of QTH and LED Curing Devices in Various Governmental Health Institutions. *Operative Dentistry*, 36(4), 356-361.
<https://doi.org/10.2341/10-247-o>
- Alasiri, R. A., Algarni, H. A., & Alasiri, R. A. (2019). Ocular hazards of curing light units used in dental practice – A systematic review. *Saudi Dental Journal*. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2019.02.031>
- Alquria, T., Al Gady, M., Khabeer, A., & Ali, S. (2019). Types of polymerisation units and their intensity output in private dental clinics of twin cities in eastern province, KSA; a pilot study. *Journal of Taibah University Medical Sciences*, 14(1), 47-51. <https://doi.org/10.1016/j.jtumed.2018.11.008>
- ALShaafi, M. M., Haenel, T., Sullivan, B., Labrie, D., Alqahtani, M. Q., & Price, R. B. (2016). Effect of a broad-spectrum LED curing light on the Knoop microhardness of four posterior resin based composites at 2, 4 and 6-mm depths. *Journal of Dentistry*, 45, 14-18.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.11.004>
- Alshabib, A., Silikas, N., & Watts, D. C. (2019). Hardness and fracture toughness of resin-composite materials with and without fibers. *Dental Materials*, 35(8), 1194-1203. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.05.017>
- Baldión, P., Vaca, D., Álvarez, C., & Agaton, D. (2019). Estudio comparativo de las propiedades mecánicas de diferentes tipos de resina compuesta. *Journal of Chemical Information and Modeling*, 53(9), 1689-1699.
<https://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>
- Barreto, R. O., Gayosso, C. Á., & Ibarra, J. G. (2015). *Light-polymerization of composite resins through different thicknesses of dental tissue*. *Revista Odontológica Mexicana* (Vol. 19). Universidad Nacional Autónoma de México. <https://doi.org/10.1016/j.rodex.2015.10.011>
- Braga, R. R., Ballester, R. Y., & Ferracane, J. L. (2005). Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: A systematic review. *Dental Materials*, 21(10), 962-970.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.04.018>

- Caughman, F. W., Rueggeberg, F. A., & Curtis, J. W. (1995). Clinical Guidelines for Photocuring. *The Journal of the American Dental Association*, 126(9), 1280-1286.
<https://doi.org/10.14219/jada.archive.1995.0364>
- Daugherty, M. M., Lien, W., Mansell, M. R., Risk, D. L., Savett, D. A., & Vandewalle, K. S. (2018). Effect of high-intensity curing lights on the polymerization of bulk-fill composites. *Dental Materials*, 34(10), 1531-1541.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.06.005>
- Drummond, J. L. (2008). Degradation, fatigue, and failure of resin dental composite materials. *Journal of Dental Research*, 87(8), 710-719.
<https://doi.org/10.1177/154405910808700802>
- El-banna, A., Sherief, D., & Fawzy, A. S. (2019). *Resin-based dental composites for tooth filling. Advanced Dental Biomaterials*. Elsevier Ltd.
<https://doi.org/10.1016/B978-0-08-102476-8.00007-4>
- Frazier, K., Bedran-Russo, A. K., Lawson, N. C., Park, J., Khajotia, S., & Urquhart, O. (2020). Dental light-curing units: An American Dental Association Clinical Evaluators Panel survey. *Journal of the American Dental Association*, 151(7), 544-545.e2.
<https://doi.org/10.1016/j.adaj.2020.03.001>
- Gross, D. J., Dávila-Sánchez, A., Runnacles, P., Zarpellon, D. C., Kiratcz, F., Campagnoli, E. B., ... Arrais, C. A. G. (2020). In vivo temperature rise and acute inflammatory response in anesthetized human pulp tissue of premolars having Class V preparations after exposure to Polywave® LED light curing units. *Dental Materials*.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.05.015>
- Haas, K., Azhar, G., Wood, D. J., Moharamzadeh, K., & Noort, R. Van. (2017). The effects of different opacifiers on the translucency of experimental dental composite resins. *Dental Materials*, 1-7.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.04.026>
- Haenel, T., Hausnerová, B., Steinhaus, J., Price, R. B. T., Sullivan, B., & Moeginger, B. (2015). Effect of the irradiance distribution from light curing units on the local micro-hardness of the surface of dental resins. *Dental*

- Materials*, 31(2), 93-104. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.11.003>
- Ilie, N., Hilton, T. J., Heintze, S. D., Hickel, R., & Watts, D. C. (2017). Academy of Dental Materials guidance — Resin composites : Part I — Mechanical properties. *Dental Materials*, 1-15.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.04.013>
- Jandt, K. D., & Mills, R. W. (2013). A brief history of LED photopolymerization. *Dental Materials*, 29(6), 605-617.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.02.003>
- Jo, S. A., Lee, C. H., Kim, M. J., Ferracane, J., & Lee, I. B. (2019). Effect of pulse-width-modulated LED light on the temperature change of composite in tooth cavities. *Dental Materials*, 35(4), 554-563.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.01.009>
- Khosravani, M. R. (2019). Mechanical behavior of restorative dental composites under various loading conditions. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 93(December 2018), 151-157.
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.02.009>
- Kim, K., Ong, J., & Okuno, O. (1992). The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *The Journal of prosthetic dentistry*, 87(6), 642.
- Konerding, K. L., Heyder, M., Kranz, S., Guellmar, A., Voelpel, A., Watts, D. C., ... Sigusch, B. W. (2016). Study of energy transfer by different light curing units into a class III restoration as a function of tilt angle and distance, using a MARC Patient Simulator (PS). *Dental Materials*, 32(5), 676-686.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.02.007>
- Kopperud, H. M., Johnsen, G. F., Lamolle, S., Kleven, I. S., Wellendorf, H., & Haugen, H. J. (2013). Effect of short LED lamp exposure on wear resistance, residual monomer and degree of conversion for Filtek Z250 and Tetric EvoCeram composites. *Dental Materials*, 29(8), 824-834.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.04.022>
- Kopperud, S. E., Rukke, H. V., Kopperud, H. M., & Bruzell, E. M. (2017). Light curing procedures – performance, knowledge level and safety awareness among dentists. *Journal of Dentistry*, 58, 67-73.

- <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.02.002>
- Kurachi, C., Tuboy, A. M., Magalhães, D. V., & Bagnato, V. S. (2001). Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dental Materials*, *17*(4), 309-315. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(00\)00088-9](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(00)00088-9)
- Lee, C. H., Ferracane, J., & Lee, I. B. (2018). Effect of pulse width modulation-controlled LED light on the polymerization of dental composites. *Dental Materials*, *34*(12), 1836-1845. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.10.003>
- Lepley, C. R., Throckmorton, G. S., Ceen, R. F., & Buschang, P. H. (2011). Relative contributions of occlusion, maximum bite force, and chewing cycle kinematics to masticatory performance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *139*(5), 606-613. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2009.07.025>
- Leprince, J. G., Hadis, M., Shortall, A. C., Ferracane, J. L., Devaux, J., Leloup, G., & Palin, W. M. (2011). Photoinitiator type and applicability of exposure reciprocity law in filled and unfilled photoactive resins. *Dental Materials*, *27*(2), 157-164. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.09.011>
- Lohbauer, U., Belli, R., & Ferracane, J. L. (2013). Factors involved in mechanical fatigue degradation of dental resin composites. *Journal of Dental Research*, *92*(7), 584-591. <https://doi.org/10.1177/0022034513490734>
- Lu, H., Mehmood, A., Chow, A., & Powers, J. M. (2005). Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resin luting agents. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *94*(6), 549-554. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.09.016>
- Magalhães Filho, T. R., Weig, K. M., Costa, M. F., Werneck, M. M., Barthem, R. B., & Costa Neto, C. A. (2016). Effect of LED-LCU light irradiance distribution on mechanical properties of resin based materials. *Materials Science and Engineering C*, *63*, 301-307. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.02.060>
- Mallineni, S. K., Nuvvula, S., Matinlinna, J. P., Yiu, C. K., & King, N. M. (2013). Biocompatibility of various dental materials in contemporary dentistry: a

- narrative insight. *Journal of investigative and clinical dentistry*, 4(1), 9-19.
<https://doi.org/10.1111/j.2041-1626.2012.00140.x>
- Nunes, R., Araújo, A., Almeida, A. De, Barbosa, M., Tadeu, R., Maria, T., ...
 Moreira, E. (2020). Fabrication and characterization of remineralizing
 dental composites containing hydroxyapatite nanoparticles. *Journal of the
 Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 109(February), 103817.
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.103817>
- Peñafiel Rodríguez, M. V., Quisiguiña Guevara, S. M., Alban Hurtado, C. A., &
 Robalino Campos, H. R. (2019). Comparación de la resistencia a la fuerza
 de compresión de las resinas híbrida, nanohíbrida y bulk fill. *Recimundo*,
 3(3), 585-595.
[https://doi.org/10.26820/recimundo/3.\(3\).septiembre.2019.585-595](https://doi.org/10.26820/recimundo/3.(3).septiembre.2019.585-595)
- Price, R. (2017). Light Curing in Dentistry. *Dental Clinics of North America*,
 61(4), 751-778. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2017.06.008>
- Price, R. B., Ferracane, J. L., & Shortall, A. C. (2015). Light-Curing Units: A
 Review of What We Need to Know. *Journal of Dental Research*, 94(9),
 1179-1186. <https://doi.org/10.1177/0022034515594786>
- Price, Richard B., D'Érand, T., Sedarous, M., Andreou, P., & Loney, R. W.
 (2000). Effect of distance on the power density from two light guides.
Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 12(6), 320-327.
<https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2000.tb00241.x>
- Price, Richard Bengt, Labrie, D., Kazmi, S., Fahey, J., & Felix, C. M. (2012).
 Intra- and inter-brand accuracy of four dental radiometers. *Clinical Oral
 Investigations*, 16(3), 707-717. <https://doi.org/10.1007/s00784-011-0562-7>
- Rueggeberg, F. A. (2011). State-of-the-art: Dental photocuring - A review.
Dental Materials, 27(1), 39-52. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.021>
- Santini, A., Gallegos, I. T., & Felix, C. M. (2013). Photoinitiators in dentistry: a
 review. *Primary dental journal*, 2(4), 30-33.
<https://doi.org/10.1308/205016814809859563>
- Santini, A., & Turner, S. (2011). Summary of: General dental practitioners'
 knowledge of polymerisation of resin-based composite restorations and
 light curing unit technology. *British Dental Journal*, 211(6), 276-277.

<https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2011.791>

Shortall, A. C., Felix, C. J., & Watts, D. C. (2015). Robust spectrometer-based methods for characterizing radiant exitance of dental LED light curing units. *Dental Materials*, 31(4), 339-350.

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.02.012>

Stansbury, J. W. (2007). Curing Dental Resins and Composites by Photopolymerization. *JOURNAL OF ESTHETIC DENTISTRY*, 300-308.

Wang, R., Zhang, M., Liu, F., Bao, S., Wu, T., Jiang, X., ... Zhu, M. (2015). Investigation on the physical-mechanical properties of dental resin composites reinforced with novel bimodal silica nanostructures. *Materials Science and Engineering C*, 50, 266-273.

<https://doi.org/10.1016/j.msec.2015.01.090>

Wiggins, K. M., Hartung, M., Althoff, O., Wastian, C., & Mitra, S. B. (2004). Curing performance of a new-generation light-emitting diode dental curing unit. *Journal of the American Dental Association*, 135(10), 1471-1479.

<https://doi.org/10.14219/jada.archive.2004.0059>

Yadav, R., & Kumar, M. (2019). Dental restorative composite materials : A review. *Journal of Oral Biosciences*, 61(2), 78-83.

<https://doi.org/10.1016/j.job.2019.04.001>

ANEXO

INFORME REALIZADO DE LAS PROBETAS DE PRUEBA. PLAN PILOTO



ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA
MECÁNICA



LABORATORIO DE ANÁLISIS
DE ESFUERZOS Y VIBRACIONES

F01-PE-LAEV-01 Rev.00

INFORME

LAEV – M19.124

Quito, 24 de septiembre de 2019

Solicitado por: Dr. Eduardo Flores
Persona de contacto: Diego Rodríguez
Teléfono: 0998701427
Correo: drrodriguezdiego@me.com
Fecha de recepción: 17/09/2019
Fecha de ejecución: 19/09/2019

ORDEN DE TRABAJO N°: 0006353

- MUESTRAS:** Seis (6) muestras de piezas dentales para ensayo de carga a compresión.
- GENERALIDADES E IDENTIFICACIÓN:**

La siguiente descripción fue proporcionada por el cliente:

Proyecto de investigación: EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN DE LA RESINA COMPUESTA NANOHÍBRIDA CON MICRO RELLENO DE ZIRCONIO/SÍLICE FOTOPOLIMERIZADA A ALTA INTENSIDAD DE LUZ LED.

En la tabla 1 se aprecia la identificación del laboratorio asociada a cada grupo de muestras.

Tabla 1. Identificación de las muestras

Identificación	Grupo (información proporcionada)
M19.124.01 - M19.124.03	# 1 SPEC 3
M19.124.04 - M19.124.06	# 2 VDLO

3. CONDICIONES AMBIENTALES:

Temperatura: $19,1 \pm 0,1$ °C

Humedad relativa: $41,4 \pm 1,0$ %

4. ENSAYO DE CARGA A COMPRESIÓN

En la tabla 2 se presentan los resultados obtenidos en el ensayo de carga a compresión de las muestras (la carga de compresión registrada fue la primera a la que empezó la fractura).

Tabla 2. Resultados obtenidos en el ensayo de carga a compresión.

Id.	Diámetro promedio	Carga máxima registrada		Resistencia a la compresión	
	mm	lbf	N	ksi	MPa
M19.124.01	4,94	408	1 815	13,7	94,7
M19.124.02	4,79	320	1 425	11,5	79,1
M19.124.03	5,03	494	2 199	16,1	110,7
M19.124.04	4,86	277	1 233	9,6	66,4
M19.124.05	4,97	255	1 135	8,5	58,5
M19.124.06	5,24	279	1 242	8,4	57,6

Nota.- Los resultados contenidos en el presente informe corresponden únicamente a las muestras ensayadas por el Laboratorio de Análisis de Esfuerzos y Vibraciones (LAEV). Además, los valores de fuerza que se emiten en el presente documento (y con los que se ha evaluado la conformidad) corresponden a valores corregidos en función del último certificado de calibración del equipo de fuerza y no se ha utilizado el valor de la incertidumbre.

	REVISADO POR:	APROBADO POR:
Firma:		
Nombre:	Ing. Jonathan Castro, M.Sc.	Ph.D. Wilson Guachamin
Cargo:	ESPECIALISTA DE LABORATORIO	JEFE
LABORATORIO DE ANALISIS DE ESFUERZOS Y VIBRACIONES		

INFORME CON DATOS GENERALES DESIGNADOS EN EL CENTRO DE INVESTIGACIONES DEL HONORABLE GOBIERNO PROVINCIAL DE TUNGURAHUA

DATOS INFORMATIVOS
Laboratorio: Resistencia de Materiales
Designación del material: Material dental: Resina compuesta FILTEK Z350XT 3M.
Método de ensayo: NTE INEN ISO 4049:2014. Odontología - Materiales de restauración a base de polímeros.

IDENTIFICACIÓN DE LOS GRUPOS ENTREGADOS EN EL CENTRO DE INVESTIGACIONES DEL HONORABLE GOBIERNO PROVINCIAL DE TUNGURAHUA

N°	Identificación del grupo	Grupo	Característica	Probetas a Ensayar
1	180370522520200422-ECP 01	A	VALO®	10
2	180370522520200422-ECP 02	B	ESPEC 3®	10
			Total	20

INFORME DETALLADO POR EL CENTRO DE FOMENTO PRODUCTIVO METALMECÁNICO CARROCERO DEL HONORABLE GOBIERNO PROVINCIAL DE TUNGURAHUA.



Centro de Fomento Productivo
Metalmecánico Carrocero



Honorable Gobierno
Provincial de Tungurahua

DATOS DEL CLIENTE				DATOS INFORMATIVOS			
Empresa / Cliente:		Diego Rodríguez.		Laboratorio: Resistencia de Materiales			
Fecha de Inicio:		22/4/20		Designación del material: Material dental: Resina compuesta FILTEK Z350XT 3M.			
Probeta	Identificación de probeta	Temperatura (°C)	Humedad Relativa (%)	Dimensiones mm		Fuerza máxima (N)	Esfuerzo máximo de compresión (MPa)
				Diámetro	Longitud		
1	180370522520200422-ECP 01-1	21,9	48,3	4,06	8,47	650,00	50,21
2	180370522520200422-ECP 01-2	21,9	48,3	4,03	8,38	1150,00	90,16
3	180370522520200422-ECP 01-3	21,9	48,3	4,06	8,22	400,00	30,90
4	180370522520200422-ECP 01-4	21,9	48,3	4,06	8,29	1150,00	88,83
5	180370522520200422-ECP 01-5	21,9	48,3	4,01	8,22	700,00	55,43
6	180370522520200422-ECP 01-6	21,9	48,3	4,03	8,45	750,00	58,80
7	180370522520200422-ECP 01-7	21,9	48,3	4,03	8,45	450,00	35,28
8	180370522520200422-ECP 01-8	21,9	48,3	4,02	8,27	1100,00	86,67
9	180370522520200422-ECP 01-9	21,9	48,3	4,02	8,33	400,00	31,52
10	180370522520200422-ECP 01-10	21,9	48,3	4,05	8,33	800,00	62,10
						755,000	58,988
						296,695	23,175
						39,297	39,287

\bar{x} Promedio

S_{n-1} Desviación estándar

CV Coeficiente de variación



Centro de Fomento Productivo
Metalmecánico Carrocero



Honorable Gobierno
Provincial de Tungurahua

DATOS DEL CLIENTE				DATOS INFORMATIVOS			
Empresa / Cliente:		Diego Rodríguez.		Laboratorio: Resistencia de Materiales			
Fecha de Inicio:		22/4/20		Designación del material: Material dental: Resina compuesta FILTEK Z350XT 3M.			
Probeta	Identificación de probeta	Temperatura (°C)	Humedad Relativa (%)	Dimensiones mm		Fuerza máxima (N)	Esfuerzo máximo de compresión (MPa)
				Diámetro	Longitud		
11	180370522520200422-ECP 02-1	25,8	41,8	4,05	8,26	2450,00	190,18
12	180370522520200422-ECP 02-2	25,8	41,8	4,02	8,23	1100,00	86,67
13	180370522520200422-ECP 02-3	25,8	41,8	4,02	8,24	1250,00	98,48
14	180370522520200422-ECP 02-4	25,8	41,8	4,02	8,39	500,00	39,39
15	180370522520200422-ECP 02-5	25,8	41,8	4,03	8,43	1850,00	145,03
16	180370522520200422-ECP 02-6	25,8	41,8	4,04	8,35	2250,00	175,52
17	180370522520200422-ECP 02-7	25,8	41,8	4,08	8,39	1700,00	130,03
18	180370522520200422-ECP 02-8	25,8	41,8	4,05	8,25	500,00	38,81
19	180370522520200422-ECP 02-9	25,8	41,8	4,02	8,46	1300,00	102,42
20	180370522520200422-ECP 02-10	25,8	41,8	4,02	8,18	850,00	66,97
				\bar{x}	Promedio	1375,000	107,352
				S_{n-1}	Desviación estándar	679,563	52,620
				CV	Coefficiente de variación	49,423	49,016

