CHABENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTONOMA DE PUEBLA

FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

TESIS PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

LICENCIADA EN ESTOMATOLOGÍA

PROFUNDIDAD DE CURADO DE LA RESINA COMPUESTA CON DISTINTAS UNIDADES DE FOTOCURADO DENTAL CON TIEMPOS DE POLIMERIZACIÓN CALCULADOS VS ESTANDARIZADOS

PRESENTA:

SARA DAFNE MORENO LÓPEZ

201610297

FECHA DE ENTREGA:

Octubre-2024

RESPONSABLE DEL PROYECTO:

DC. ABIGAILT FLORES LEDESMA

100324622

DIRECTOR METODOLÓGICO:

DR. EN CS. MARÍA DE LOS ÁNGELES MOYAHO BERNAL

100289266

DIRECTOR DISCIPLINARIO:

MTRA. ROSARIO JIMÉNEZ FLORES

100450255

ASESOR EXTERNO:

DRA. L. ELVIRA SERRANO DE LA ROSA

100018511

LECTOR:

MTRA. GLORIA PATRICIA PEREA GONZÁLES

100035922

DICTAMEN DE APROBACIÓN

BUAP

Oficio No. FESIEP/CIFE/077/2024

C. Sara Dafne Moreno López
Estudiante de la Licenciatura en Estomatología
Matrícula No.: 201610297
Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
PRESENTE

Sirva este medio para enviarle un cordial saludo, asimismo, la que suscribe MEP. Gisela Nataly Rubin de Celis Quintana en mi calidad de Secretaria de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla; para comunicarle una noticia importante en relación con su proceso académico.

Con agrado, le informo que la Secretaría de Posgrado ha otorgado la aprobación para la impresión de su Tesis Titulada:

"Profundidad de curado de la resina compuesta con distintas unidades de fotocurado dental con tiempos de polimerización calculados vs estandarizados."

Esta tesis está inscrita en el libro de registros No. 07, página 01, con el No. de asignación 2022178, en la Secretaría de Investigación de esta Unidad Académica. Usted presentará esta tesis para realizar su examen profesional y así obtener el grado de Licenciatura en Estomatología.

La aprobación de la impresión de su tesis representa un hito significativo en su trayectoria académica y profesional. Es el reflejo de su ardua trabajo, dedicación y la profundidad de su investigación en el campo de la Estomatología.

Le insto a que proceda con los pasos necesarios para la impresión y presentación de Tesis, cumpliendo con todas las normativas y plazos establecidos por la Facultad. Esto incluye la revisión final de su documento, asegurándose de que desempeñe todos los requisitos académicos y formatos establecidos, así como la coordinación con la Secretaría para la programación de su examen profesional.

Para cualquier consulta, aclaración o información adicional, le invito a contactar directamente a este Posgrado, estamos aquí para asistirla en cada paso restante de su proceso académico.

Sin otro particular, le reitero mi más atenta y distinguida consideración y le deseo éxito en la etapa final de esta carrera académica.

Atentamente
"Pensar bien, para vivir mejor"
H. Puebla de Z., a jueves 29 de agosto de 2024

MEP. Gisela Nataly Rubin de Celis Quintana
Secretaria de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología

** Nota: Se anexa Formato de Impresión de Tesis – C. Sara Dafne Moreno López – Licenciatura en Estomatología – Facultad de Estomatología - B.U.A.P. (original) - p.s.c.y a.*
**C.c.p. Archivo*
**MCO. F./MM/MEP. GNRCQ/[redacted]*

Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología
31 poniente 1304, Col. Volcanes
Puebla, Pue.
C.P. 72410
Tel. Of. 22*22 29 55 00
Ext. 5526

FORMATO DE IMPRESIÓN DE TESIS

BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
SOLICITUD DE AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN DE TESIS RECEPCIONAL

Para obtener el Grado de: ***Licenciado (a) en Estomatología.***

No. Registro CIFE: *2022178.* ***Fecha de Registro ante CIFE:*** *lunes 13 de junio del 2022.*

Título de la Tesis: *"Profundidad de curado de la resina comouesta con distintas unidades de fotocurado dental con tiempos de polimerización calculados vs estandarizados".*

Nombre del alumno: *Sara Dafne Moreno López.* ***Matrícula:*** *201610297.*

Domicilio: *Calle Miguel Hidalgo 41, San Lucas el Grande Puebla.*

Tel: *24*81 71 43 23.* ***Fecha de ingreso a la Facultad:*** *lunes 09 de enero del 2017.*

Firma: _____

Director de Tesis: *DC. Abigailt Flores Ledesma.* ***Grado académico:*** *Doctor en Ciencias.*

Adscripción: *Facultad de Estomatología.* ***ID***: *100324622.* ***Tel***: *55*37 37 66 11.*

Firma: _____

Director Disciplinario: *ME. Rosario Jiménez Flores.* ***Grado académico:*** *Maestra en Endodoncia.*

Adscripción: *Facultad de Estomatología.* ***ID:*** *100450255.* ***Tel:*** *22*21 51 69 38.*

Firma: _____

Director Metodológico: *DC. María de los Ángeles Moyaho Bernal.* ***Grado académico:*** *Doctor en Ciencias de la salud.*

Adscripción: *Facultad de Estomatología.* ***ID:*** *10028266.* ***Tel:*** *22*22 78 88 41.*

Firma: _____

Lector: *Mtra. Gloria Patricia Perea González.* ***Grado académico:*** *Maestra en Ciencias de la Educación.*

Adscripción: *Facultad de Estomatología.* ***ID:*** *100035922* ***Tel:*** *22*21 92 45 83.*

Firma: _____

Nombre y firma de aprobación del presidente de la academia. /Responsable de la Licenciatura en Estomatología.

M.C.O. Francisco Javier Castillo Cano ***Firma:*** _____

La Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología, autoriza la impresión de la Tesis.

MEP. Gisela Nataly Rubin de Celis Quintana

Fecha actual: *jueves 29 de agosto del 2024.* ***Sello*** _____

OFICIO DE ACEPTACIÓN DEL PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

BUAP

Oficio No. FESIEP/CIFE/041/2022

ASUNTO: Dictamen

A quien corresponda
P R E S E N T E:

La Secretaria de Investigación y Estudios de Posgrado con base a lo estipulado por el Comité de Investigación de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, por este medio hace ***CONSTAR*** *que:*

El Proyecto de Investigación (Colectivo) "Profundidad de curado de la resina compuesta con distintas unidades de fotocurado dental con tiempos de polimerización calculados vs estandarizados" presentado por el Responsable del proyecto: DC. Abigailt Flores Ledesma ID 100324622; como Director Metodológico: Dr. en Cs. María de los Ángeles Moyaho Bernal 100289266; como Director Disciplinario: Mtra. Jiménez Flores Rosario 100450255; como Asesor Externo a la Dra. L. Elvira Serrano de la Rosa 100018511; teniendo como alumna a la C. Sara Dafne Moreno López con número de matrícula 201610297; ha sido ACEPTADO y queda registrado en esta secretaría en el libro de registros 07 en la hoja 01 con No. de registro 2022178.

Se extiende la presente constancia en la Heroica Puebla de Zaragoza a los trece días del mes de junio del año dos mil veintidós.

A t e n t a m e n t e
"Pensar bien, para vivir mejor"
H. Puebla de Z., a 13 de junio de 2022

MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez
Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología

c.c.p. minutario

Facultad de Estomatología | 31 Poniente 1304, Col. Volcanes, Puebla, Pue. C. P. 72410
01 (222) 229 55 00 Ext. 6400

REPORTE DE SIMILITUD ANTI-PLAGIO

Reporte de similitud

INFORME DE ORIGINALIDAD

22%	16%	3%	12%
INDICE DE SIMILITUD	FUENTES DE INTERNET	PUBLICACIONES	TRABAJOS DEL ESTUDIANTE

FUENTES PRIMARIAS

1	Submitted to BENEMERITA UNIVERSIDAD AUTONOMA DE PUEBLA BIBLIOTECA Trabajo del estudiante	5%
2	Submitted to Universidad de Guadalajara Trabajo del estudiante	4%
3	www.scielo.edu.uy Fuente de Internet	2%
4	hdl.handle.net Fuente de Internet	2%
5	repositorio.uroosevelt.edu.pe Fuente de Internet	1%
6	1library.co Fuente de Internet	1%
7	revistasinvestigacion.unmsm.edu.pe Fuente de Internet	1%
8	Submitted to Universitat Internacional de Catalunya Trabajo del estudiante	1%

EVIDENCIA DE PRODUCTOS ACADEMICOS

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
SECRETARÍA DE EXTENSIÓN Y VINCULACIÓN

Otorga el presente

RECONOCIMIENTO

A **SARA DAFNE MORENO LOPEZ**

MARIA DE LOS ANGELES MOYAHO BERNAL, ROSARIO JIMENEZ FLORES, GLORIA PATRICIA PEREA GONZALES, ABIGAILT FLORES LEDESMA, JACQUELINE ADELINA RODRIGUEZ CHAVEZ

Por su participación en la expocarteles con el trabajo

RELACIÓN IRRADIANCIA-TIEMPO DE EXPOSICIÓN EN LA DENSIDAD ENERGÉTICA EN LÁMPARAS DE FOTOCURADO

presentado en el marco del

CONGRESO NACIONAL E INTERNACIONAL DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGÍA UNAM AMIC 2024

Realizado en el WTC de la Ciudad de México los días 1, 2, 3 y 4 de mayo de 2024.

Folio 42104052024633

"POR MI RAZA HABLARÁ EL ESPÍRITU"
Ciudad de México, 4 de mayo de 2024.

Dr. Francisco Javier Marichi Rodríguez
Director
Facultad de Odontología, UNAM

Esp. Ricardo Michigan Ito Medina
Secretario de Extensión y Vinculación

BUAP

La Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
A través de la Facultad de Estomatología
otorga la presente

CONSTANCIA

A: Sara D. Moreno López, Ma. De los Ángeles Moyaho B., Rosario Flores Jiménez, Abigailt Flores Ledesma, Jacqueline A. Rodríguez
Por haber obtenido el 1er. Lugar Eje temático Licenciatura

Con el cartel: Efecto del tiempo de fotopolimerizado en la profundidad de curado de resinas compuestas
En el marco del
2DO. CONGRESO NACIONAL DE CUERPOS ACADÉMICOS
Realizado los días 21 y 22 de septiembre de 2023

"Pensar bien, para vivir mejor"
H. Puebla de Z., a 22 de septiembre de 2023

Mtra. Rubí Alejandra González Manrique
Colaboradora de Educación Continua y Vinculación

Mtro. Floriberto Calixto Arellano
Responsable de Educación Continua y Vinculación

Registro: DGEC-BUAP- Fac. Estoma.-P/Congr.-020/23

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
SECRETARÍA DE EXTENSIÓN Y VINCULACIÓN

Otorga el presente

RECONOCIMIENTO

A

Sara Dafne Moreno López

Coautores: Jesus Fernando Martínez Arroniz, Abigailt Flores Ledesma, María de los Ángeles Moyaho Bernal, Rosario Jiménez Flores

Por su participación en la expo carteles con el trabajo

Efecto del tiempo de fotopolimerizado en la profundidad de curado de resinas compuestas

presentado en el marco del

CONGRESO NACIONAL E INTERNACIONAL DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGÍA UNAM AMIC 2023

Realizado en el WTC de la Ciudad de México los días 4, 5 y 6 de mayo de 2023.

Folio 421060523447

"POR MI RAZA HABLARÁ EL ESPÍRITU"
Ciudad de México, 6 de mayo de 2023.

Dr. Francisco Javier Marichi Rodríguez
Director
Facultad de Odontología, UNAM

Esp. Ricardo Michigan Ito Medina
Secretario de Extensión y Vinculación

Universidad de Guadalajara
Centro Universitario del Sur
Secretaria Académica
Instituto de Investigaciones en Comportamiento Alimentario y Nutrición
Instituto de Investigación de la Red Universitaria
Otorga la presente

CONSTANCIA

a:

Sara Dafne Moreno-López

Por su participación como **PONENTE** con el proyecto titulado:

Profundidad de curado de resinas compuestas fotopolimerizadas con lámparas de alto y bajo costo

en el:

XIII COLOQUIO INTERNACIONAL DE INVESTIGACIÓN PARA ESTUDIANTES UNIVERSITARIOS Y EL V COLOQUIO INTERNACIONAL DE INVESTIGACIÓN UNIVERSITARIA

Atentamente
"Piensa y Trabaja"
Ciudad Guzmán, Municipio de Zapotlán el Grande, Jalisco a 05 de diciembre de 2021.

Dra. Elia Herminia Valdés Miramontes
Secretaria del Instituto de Investigaciones en Comportamiento Alimentario y Nutrición

Dr. Andrés Valdez Zepeda
Secretario Académico

Dra. Zyanya Reyes Castillo
Directora del Instituto de Investigaciones en Comportamiento Alimentario y Nutrición

AGRADECIMIENTOS

A mis padres por su infinito apoyo y amor porque nunca me han dejado sola y siempre están conmigo ayudándome a cumplir cada sueño y meta que tenga.

Gracias Oso por dar todo por mí.

A la Dra. Abby por su por su confianza para permitirme realizar este proyecto. Por todo su apoyo y enseñanzas que me ha brindado y sobre todo por toda la paciencia que me tuvo para la elaboración del proyecto. Porque es una increíble profesional y un increíble ser humano.

A JC por el amor, paciencia y apoyo en cada momento y por nunca permitir que me rinda.

Índice:

1. Resumen 1
Palabras clave 2
2. Introducción 3
3. Antecedentes 4
3.1 Antecedentes generales 4
Resinas 4
Unidades de fotocurado 12
3.2 Antecedentes específicos 22
4. Planteamiento del problema 28
Pregunta de investigación: 28
5. Justificación 29
6. Hipótesis 30
7. Objetivos 31
7.1 Objetivo General 31
7.2 Objetivos Específicos 31
8. Materiales y Métodos 32
8.1 Diseño experimental 32
8. 2 Tamaño de muestra 32
8.3 Criterios de selección 32
8.3.1Criterios de inclusión 32
8.3.2 Criterios de exclusión 32
8.3.3 Criterios de eliminación 32
8.4 Variables 33
8.5 Concordancia y fiabilidad 34
8.6 Ubicación espacio-temporal 35
8.7 Metodología 36
Obtención de espectros de emisión de lámparas 36
Medición de la irradiancia y cálculo de los tiempos de polimerización 36
Preparación de las muestras 36
8.8 Análisis estadístico 39
9. Resultados 40
10. Discusión 44
11. Conclusiones 47
12. Bibliografía 48

Índice de tablas y figuras

Figura 1. Composición de las resinas compuestas..... 7
Figura 2. El desarrollo cronológico del estado de la técnica de las formulaciones de composites dentales basadas en modificaciones de partículas de relleno..... 10
Figura 3. Punta de Unidad LED Monowave..... 16
Figura 4. Punta de Unidad LED Poliwave. 16
Figura 5. Ilustración de la salida de luz de una unidad de fotopolimerización (LCU) monowave a través de lentes de bloqueo de luz azul naranja. La distribución de las longitudes de onda y la irradiancia de la punta no son uniformes. 18
Figura 6. Distribución de la irradiancia de la punta de luz Bluephase Style 10 mm superpuesta en diferentes orientaciones (B y C) sobre una preparación Clase II en un molar inferior. La flecha en la orientación (A) indica la ubicación de una caja proximal. En (B) esta región que recibiría una alta irradiancia a 456 nm y en (C) esta región recibiría una irradiancia más baja a 409 nm. 19
Figura 7. Posibles consecuencias de realizar un curado menor/mayor al indicado por el fabricante. 20
Figura 8. A. Radiómetro digital. B, C. Medición de potencia de la lámpara. 36
Figura 9. A, B. Condensación de la resina en el molde de acero inoxidable. C. Eliminación de excesos de resina. 37
Figura 10. Fotopolimerización de la resina. 38
Figura 11. Eliminación de la resina no polimerizada. 38
Figura 12. Medición de las pruebas con micrómetro. 38
Figura 13. Picos de emisión de cada LCU. 40

Tabla 1. Principales monómeros constituyentes de la fase orgánica de Resinas compuestas. 7
Tabla 2. Evolución de las unidades de fotocurado 14
Tabla 3. Evolución de las lámparas de Diodos emisores de luz (LED)..... 15
Tabla 4 Características de las LCU Monowave y Poliwave 16
Tabla 5. Términos utilizados en la fotopolimerización..... 21
Tabla 6. Diferencia de irradiancia indicada por el fabricante vs irradiancia medida de cada lámpara. 41
Tabla 7. Diferencias de la densidad de energía calculada a partir de la irradiancia del fabricante a 10 s y 20 s en J/cm^2 según la irradiancia establecida por el fabricante mW/cm^2 41
Tabla 8. Diferencias de la densidad de energía calculada a partir de la irradiancia medida con 10 s y 20 s en J/cm^2 según la irradiancia establecida en mW/cm^2..... 42
Tabla 9. Profundidad de curado de resina Filtek Z250, 10 s y 20 s. 42
Tabla 10. Profundidad de curado de resina Palfique LX5, 10 s y 20 s..... 43

Abreviaturas

Bis-EMA	Bisfenol A Glicol Dimetacrilato Etoxilado
Bis-GMA	Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato
CQ	Canforoquinona
DC	Degree of conversion
DE	Densidad energetica
DMAEMA	Metacrilato de 2-(Dimetilamino)Etilo
DOC	Depth of cure
EDMAB	Etilo 4-Dimetilamino Benzoato
HEMA	Metacrilato de Hidroxietilo
LCU	Light Curing Units
LED	Ligth Emiting Diodo
PC	Profundidad de curado
PPD	Fenilpropanodiona
QTH	Luz halógena de Cuarzo-Tungsteno
RAP	Tecnología fotopolimerización radical amplificada
RBC	Composite a base de resina
TEGDMA	Dimetacrilato de trietilenglicol
UDMA	Dimetacrilato de uretano
UP	Unidades de polimerización

1.Resumen

INTRODUCCIÓN: Las lámparas de fotocurado (LCU) por sus siglas en inglés son un dispositivo ampliamente usado en la actualidad. La irradiancia, tiempo de exposición (TE) y densidad energética (DE) son factores fundamentales en la polimerización. Se requiere una densidad de energía mínima de 16 J/cm^2 para polimerizar adecuadamente 2 mm de resina.

OBJETIVO: Comparar la profundidad de curado (PC) de una resina compuesta con distintas unidades de fotocurado dental con tiempos de polimerización calculados vs estandarizados.

METODOLOGIA: Se evaluó la irradiancia de LCU (G1=Bluephase MC, G2=Bluephase N Low power, G3=Bluephase N High power, G4=Nano, Coxo) durante 10 s y 20 s. Las lámparas inalámbricas fueron cargadas durante toda la noche para asegurar el máximo rendimiento. La irradiancia de cada lámpara se midió con un radiómetro digital (n=15). Se comparó con la irradiancia reportada por el fabricante, y se calculó la DE a partir de una fórmula de conversión. Se evaluó la PC en dos resinas compuestas (Filtek Z250, 3M, tono A2) de acuerdo con la norma ISO 4049, fotopolimerizada con las LCU.

RESULTADOS: Las LCU mostraron mayor irradiancia al compararlas con la reportada por el fabricante, G1>62%, G2>22%, G3>31% y G4>50% (T-Student 1 muestra, $p<0.001$) con valores de 1347, 790, 1575 y 1800 mW/cm^2 respectivamente. Considerando la irradiancia reportada del fabricante con 10 s TE, ninguna lámpara alcanza la DE mínima y con 20 s TE el G2 (650 mW/cm^2). Cuando se utilizó la irradiancia medida para calcular la DE, con 10 s TE, solo el G1 (1347 mW/cm^2) y G2 (790 mW/cm^2) no logran los 16 J/cm^2. Pero con 20 s TE, todas las LCU cumplen con el mínimo de DE (T-Student 1 muestra, $p<0.001$).
La PC en Bluephase N® MC fue de 2.47 mm con 10 s y de 2.92 mm con 20 s. Bluephase N® mostró 2.08 mm y 2.55 mm con 10 s y 20 s. por otra parte. Nano, COXO presentó 2.37 mm y 2.81 mm con 10 s y 20 s respectivamente.
Al compararse la PC de las tres lámparas a los 10 s y 20 s se observó que G1 tuvo mayor PC en comparación al grupo G2, G3 y G4 (ANOVA $p<0.05$, Tukey $p<0.05$)

CONCLUSIÓN: Considerar la irradiancia es importante para una correcta polimerización, si la irradiancia es menor a 1200 mW/cm^2 se requieren tiempos de exposición de al menos 20 s. Con irradiancias mayores a 1500 mW/cm^2 el tiempo de exposición mínimo podrá ser de al menos 10 s.

Palabras clave

Unidades de fotocurado dental, irradiancia, profundidad de curado, lámparas LED.

2.Introducción

Las resinas dentales son materiales de restauración que requieren un proceso de polimerización a través de una fuente de luz. La polimerización es un proceso en el que los monómeros se convierten en polímeros a través de la ruptura del doble enlace carbono-carbono. Las unidades de fotopolimerización dentales (LCU) son los dispositivos dentales que se utilizan para lograr la polimerización de composites mediante la activación de fotoiniciadores (1). Para lograr una eficacia clínica óptima, el material tiene que recibir una cantidad adecuada de energía luminosa mediante la longitud de onda adecuada. Para que se produzcan suficientes radicales libres para una polimerización adecuada (2). Cuando se generan insuficientes radicales libres, no se produce una polimerización adecuada y esto afectará de forma negativa a las propiedades de las restauraciones de composite a base de resina (RBC) (3).

La polimerización depende de muchos factores: intensidad de la luz (4), tiempo de curado, espesor de las capas, distancia y angulación de la punta de las lámparas de fotopolimerización, diámetro de la punta, homogeneidad del haz, color del composite (5). Actualmente hay en el mercado una variedad de LCU, y los de diodos emisores de luz (LED) son los más comunes, funcionan con baterías de bajo consumo de energía. Las unidades de fotocurado LED ofrecen diferentes características, pero, desafortunadamente, el costo de la unidad y un valor alto de irradiancia superior a 1000 mW/cm^2 son las principales dos características en las que muchos odontólogos basan su decisión al comprar una nueva LCU.

El tipo de lámpara LED, puede ser monowave (con un solo LED y longitud de onda) o poliwave (con 2 o más LED y varias longitudes de onda), esto permitirá la activación de uno o varios iniciadores presentes en la resina (3). Además, algunas de ellas pueden ser trabajadas en distintos modos de fotocurado, en donde se puede aumentar la irradiancia de la lámpara para reducir el tiempo de polimerización (4). Estos factores deber ser considerados para lograr un correcto tiempo de polimerización. Clínicamente, que una polimerización sea deficiente puede tener consecuencias negativas en la calidad de los composites, como la decoloración, defectos marginales, disminución de la resistencia a la flexión, fracturas, resistencia al desgaste abrasivo, entre otros (6). Identificar y corregir estos factores puede mejorar significativamente las propiedades físicas y mecánicas de los composites, así como los procesos de adhesión.

3.Antecedentes

3.1 Antecedentes generales

Resinas

En los últimos años el uso de composites ha aumentado considerablemente, impulsado por la atracción de lograr una estética mejorada y por sus mejoras en las propiedades mecánicas y una mayor longevidad de las restauraciones realizadas con resinas compuestas (7,8).

En las resinas dentales se requieren modificaciones para alcanzar diferentes colores y ajustar la translucides u opacidad, para mimetizar el color natural de los dientes. Anteriormente se recomendaba usar resinas compuestas solo para restauraciones para el sector anterior. Sin embargo, en los materiales dentales ha habido avances y se ha indicado el uso para el sector posterior. Los progresos de las resinas compuestas tienen mejoras significativas en sus propiedades como la resistencia al desgaste, facilidad de manipulación y aspecto estético. Estas mejoras ayudan a la eficacia y versatilidad de las resinas compuestas en la aplicación odontológica (9).

Los composites dentales fotopolimerizables transformaron la vieja odontología en una rama moderna y estética de la medicina. Este proceso comenzó en 1955 cuando Buonocore aumentó la adhesión de los materiales acrílicos al esmalte mediante el uso de ácido ortofosfórico.

La resina compuesta es fotopolimerizada a través de un fenómeno físico que es la luz; están requieren de lámparas de fotocurado para llevar acabo dicho proceso. El uso de resinas dentales ha aumentado considerablemente en los últimos años debido a una mayor estética por lo que han tenido mejoras principalmente en las propiedades mecánicas y por lo tanto el aumento en la duración de las restauraciones a base de composite (7,8).

En 1962 comienza la era de las resinas modernas, cuando el Dr. Ray L. Bowen desarrolló un nuevo tipo de monómero; la matriz de resina conocida como Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato (Bis-GMA), el cual sustituyó al metacrilato que se usaba previamente, debido a que su peso molecular es mayor, por lo que la difusión a los tejidos era menor. Sin embargo, se requiere de un agente de acoplamiento o silano que permite la unión entre la

matriz orgánica o polimérica y las partículas inorgánicas también conocidas como material o partículas de relleno (10).

Hasta hace poco, los cambios que más resaltaban solo estaban relacionados con el material y tamaño de las partículas de relleno, el cual se ha reducido significativamente de tamaños macrométricos (10-50 µm) a partículas micrométricas (0.01-0.05 µm), a resinas microhíbridas las cuales combinaban ambos tamaños de partículas, y finalmente con las que contamos en la actualidad, nano hibridas que contienen tamaños homogéneos nanométricos (< 10nm o 0.01µm) que permiten un proceso de pulido óptimo y una mayor resistencia al desgaste. Los cambios actuales se centran más en la matriz polimérica del material, principalmente para desarrollar sistemas con menor contracción de polimerización, y quizás lo más importante, la reducción del stress de contracción, adicionando con monómeros de bajo peso molecular como son el TEGDMA y/o UDMA (11).

La búsqueda constante del "material de restauración ideal" ha impulsado la adaptación de los elementos de las resinas, incluyendo la modificación de la matriz orgánica de los composites para reducir la contracción, facilitar el manejo de los incrementos. Se han realizado ajustes en la proporción y tipo de partículas de relleno con el objetivo de conferir propiedades de resistencia, la incorporación de fotoactivadores específicos, entre otras modificaciones. Es esencial considerar siempre el propósito específico para el que se desea utilizar un material restaurador, por necesidades estéticas o funcionales. Esto dependerá de la naturaleza, disposición e interacción de sus elementos constituyentes (composición), y en última instancia, se requerirá consideración por parte del operador (12).

Composición de las resinas

Los composites o resinas dentales están formados por varios componentes clave: una matriz polimérica, usualmente un dimetacrilato; rellenos de refuerzo hechos de materiales inorgánicos; un agente de acoplamiento de silano para unir los rellenos a la matriz orgánica; y productos químicos que promueven o regulan la reacción de polimerización, incluyendo fotoiniciadores. (Tabla 1). Sin embargo, se pueden encontrar algunas diferencias en la composición de acuerdo con los requisitos particulares de sus indicaciones: restauradores, selladores, cementos, materiales provisionales, etc. (11):

1. **Matriz orgánica o polimérica:** Material de resina plástica que es una combinación de monómeros los cuales representan del 20 al 30% en peso.
2. **Matriz inorgánica o relleno:** Partículas inorgánicas / fibras de refuerzo que están presentes de un 70 a 80% (11–13).
3. **Agente de acoplamiento:** Le permite la unión al relleno y la matriz entre sí.
4. **Sistema activador de polimerización:** De acuerdo con el material puede variar si es polimerización química o fotopolimerización. Entre los materiales poliméricos más comunes son la canforoquinona, la fenilpropanodiona, la lucerina y la ivocerina. Las cuales son activadas a distintas longitudes de onda entre (400-470nm)(14).
5. **Pigmentos:** Permiten la caracterización del color y opacidad de las resinas.
6. **Inhibidores de la polimerización:** Estos componentes permiten un tiempo de trabajo adecuado y una durabilidad óptima durante el almacenamiento.

Existen diversas matrices poliméricas que son usadas en las resinas dentales, pero los monómeros más comunes utilizados para dicha matriz orgánica son: Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato (Bis-GMA), el cuál presentan una alta viscosidad y alto peso molecular, por lo que en ocasiones es combinado con otros monómeros como bisfenol A Glicol Dimetacrilato Etoxilado (Bis-EMA), Dimetacrilato de Trietilenglicol (TEGDMA), Metacrilato de Hidroxietilo (HEMA) y Dimetacrilato de Uretano (UDMA), que tienen menor peso molecular, por lo tanto, permiten disminuir la viscosidad de la resina compuesta y tener un mayor incremento de partículas de relleno, haciendo una reducción del estrés por polimerización y un mayor grado de conversión (13).

El relleno es el componente que define las características físico-mecánicas de las resinas compuestas. Estos proporcionan estabilidad dimensional a la matriz polimérica y mejoran sus propiedades mecánicas como dureza y/o resistencia a la flexión, así como las propiedades estéticas como el pulido y el brillo. Reducir la contracción de polimerización, la sorción acuosa y el coeficiente de expansión térmica es el objetivo principal de tales partículas de relleno (15). Figura 1.

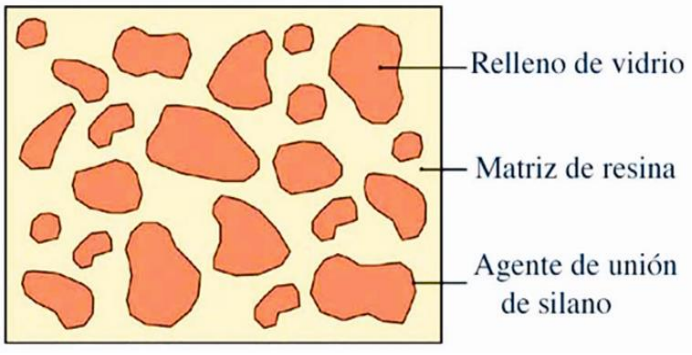


Figura 1. Composición de las resinas compuestas.

(Tomado de Carrillo, 2009)

Tabla 1. Principales monómeros constituyentes de la fase orgánica de Resinas compuestas.

(Tomado de Roque J. 2023)

MONÓMERO	SIGLAS	FUNCIÓN	CARACTERÍSTICAS	CONSIDERACIONES
Bisfenol-A Glicidil Dimetacrilato	BisGMA	Monómero estructural	El monómero más utilizado en compuestos resinosos caracterizado por su baja contracción y volatilidad es el BisGMA (menor toxicidad).	Alta viscosidad, absorción de agua.
Bisfenol A Glicol Dimetacrilato Etoxilado	Bis EMA	Diluyente	Baja viscosidad, baja absorción de agua, baja contracción por polimerización.	Bajo grado de conversión debido a su baja viscosidad.
Dimetacrilato de Uretano	UDMA	Monómero estructural	Baja viscosidad, (mayor que TEGDMA y Bis EMA), mayor grado de conversión que Bis GMA.	Para disminuir el grado de conversión, se combina con Bis EMA
Tri-etilen Glicol Dimeta-crilato	TEGDMA	Diluyente	Baja viscosidad, baja contracción por polimerización.	Alta absorción de agua, disminución de propiedades mecánicas, baja estabilidad de color.
Hidroxietil Metacrilato	HEMA	Monómero estructural	Importante en procesos de impregnación en dentina.	Altamente hidrofílico.

Bowen demostró que la unión íntima y fuerte entre la matriz resinosa y las partículas de relleno era necesaria para lograr una resina con propiedades físico-mecánicas adecuadas. Para lograr dicha unión es indispensable la silanización de las partículas de relleno a través de un agente de acoplamiento también conocido como silano, lo que permite una unión estable y resistente entre ambas partes (16,17).

La polimerización es un proceso químico (autopolimerizable) o por medio de un proceso físico como es la luz (fotopolimerización). Las resinas compuestas actuales polimerizan a través de este último proceso (18). Los composites activados mediante luz requieren que la resina sea expuesta a una fuente de luz con una longitud de onda específica, principalmente entre 370 y 500 nanómetros dentro del espectro de luz visible; de esta manera los fotoiniciadores pueden ser activados e iniciar el proceso de polimerización de la matriz orgánica. Es decir, la energía de la luz proporciona el estímulo para activar al iniciador en la resina.

El fotoiniciador más común en los composites dentales es la canforoquinona (CQ) la cual es activada a los 468 nm. Sin embargo, su mayor desventaja es el color amarillo muy brillante e intenso que presenta, por lo que solo puede ser usado en resinas con tonos convencionales (A2, A3, A3.5 etc.). Actualmente se buscan resinas con un valor más alto, es decir, que tengan un color más blanco, por lo que se han incorporado otros fotoiniciadores como la fenilpropanodiona (PPD), lucerina y/o ivocerina, las cuales permiten tonalidades de resina “bleach” o de blanqueamiento que presentan un valor más alto, así como resinas de tonalidad translucido las cuales son muy usadas en la técnica de estratificación. Estos fotoiniciadores son activados en un rango entre 400-410 nm (5,15).
El color y la translucidez de los composites dentales son modificados para mimetizar el color y la translucidez de los tejidos dentales a sustituir. Para lograrlo se usan principalmente partículas de distintos óxidos: aluminio, titanio y/o zirconia; los cuales definirán el tono base de la resina y pueden aumentar la opacidad. Estos pigmentos representan menos del 1% del peso total de la resina (19).

Clasificación de las resinas compuestas

Los composites dentales presentan una composición base, aunque pueden variar de acuerdo con las indicaciones de uso: restauradores, selladores, agentes cementantes, restauraciones provisionales, etc. Todos estos materiales están compuestos por una matriz polimérica, rellenos de refuerzo, un agente de acoplamiento (silano) para adherir el relleno a la matriz, y productos químicos que promueven o regulan la reacción de polimerización (13,20).

Los composites son clasificados con base al tamaño de las partículas de relleno por las que están compuestas, dividiéndolas en: macro relleno, micro relleno, híbrido y microhíbrida (20) Figura 2.

En la actualidad, se ha incrementado el uso de términos como nano-rellenos, que varían en tamaño desde 1 hasta 100 nm, y nano-híbridos, que combinan rellenos microhíbridos y nano-rellenos (21,22).

1. **Resinas de macro rellenos:** de 10 y 50 µm es la medida del relleno de estas resinas (21), solo que mostraban un rendimiento clínico deficiente: presentaban alta rugosidad, escaso brillo y tendían a pigmentarse rápidamente debido al tamaño de sus partículas de relleno. (20). El relleno de resina compuesta con macro rellenos contiene partículas relativamente grandes y es rígido, lo que dificulta su pulido y puede causar desgaste en el diente antagonista durante el contacto. (23).
2. **Resinas de microrelleno:** Su relleno tiene un tamaño entre 0.01 y 0.1 µm. Desde un punto de vista clínico, estas resinas demostraron ser superiores a las resinas de relleno convencional o con macrorelleno, mejorando la capacidad de pulido y la estética cuando se trabaja en el sector anterior. Sin embargo, no se recomiendan para su uso en el sector posterior, (20,22) ya que no soportan tensiones debido a la débil unión entre la partícula compuesta y la matriz.
3. **Resinas micro-híbridas:** Estas resinas están reforzadas por una fase inorgánica de vidrios con diferente composición y tamaño, que incluyen partículas de macro y microrelleno. Están disponibles en diversos tonos para lograr una adecuada mimetización en la zona aplicada. Se han observado mejoras significativas, como la reducción del nivel de contracción de polimerización, menor absorción de agua, y mejor capacidad de pulido y texturización, además, presentan características similares al diente natural hablando de abrasión, desgaste y coeficiente de

expansión térmica, están indicadas para el sector anterior y posterior, además en el mercado, se encuentran productos con diferencias de opacidad, translucidez y fluorescencia (22).

4. **Resinas nanorelleno:** El relleno nanométrico se refiere a partículas que tienen un tamaño comprendido típicamente entre 4 y 10 nm. Estas dimensiones permiten mejorar la calidad de los composites al reducir el espacio entre los elementos de relleno y la matriz, lo que conduce a mejoras en propiedades como la resistencia, menor abrasión tanto de la resina como del diente antagonista y facilita el pulido. (1,20,22).

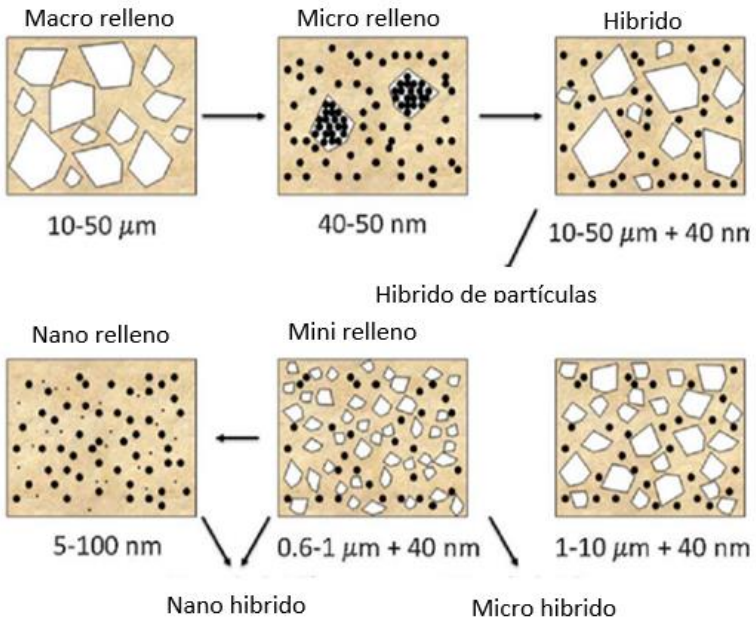


Figura 2. El desarrollo cronológico del estado de la técnica de las formulaciones de composites dentales basadas en modificaciones de partículas de relleno.

(Tomado y modificado de Ferracane 2011)

El gran avance de la nanotecnología en el ámbito de los biomateriales odontológicos ha impulsado el desarrollo de las resinas nanohíbridas, que actualmente son ampliamente utilizadas en la odontología restaurativa debido a sus destacadas propiedades estéticas y físico-mecánicas. Están formadas por partículas silanizadas de cuarzo y sílice, (24) en algunos casos con zirconio, con un tamaño promedio de aproximadamente 25 nm. Estas partículas tienen la capacidad de agruparse formando pequeños conglomerados conocidos como "nanoclusters", que pueden alcanzar tamaños de hasta 75 nm. (23) lo que hace que estas resinas contengan rellenos inorgánicos en gran cantidad.

Tecnología fotopolimerización radical amplificada (RAP)

La fotopolimerización radical amplificada (tecnología RAP) es una nueva tecnología para reducir la cantidad de canforquinona (CQ) mediante el uso de un coactivador innovador. Las propiedades físicas de los compuestos a base de resina se ven afectadas por la conversión monómero-polímero, esto depende de la generación de radicales primarios durante la etapa inicial de polimerización. Los fotoiniciadores de luz visible más utilizados y con mayor éxito en los composites dentales es la CQ (25). A pesar de que a CQ es el fotoiniciador más empleado en las resinas dentales, tiene una serie de desventajas y la principal es su tinción amarillenta (26). La CQ podría iniciar la polimerización por sí solo, pero la reacción se produciría a una velocidad baja. Por tanto, se necesitan aceleradores que permiten una polimerización a una intensión. Los aceleradores utilizados con frecuencia en materiales dentales son aminas aromáticas (Etilo 4-Dimetilamino benzoato (EDMAB), aminas alifáticas (metacrilato de 2-(dimetilamino) etilo (DMAEMA), mientras que las aminas terciarias se consideran donadores de hidrógeno altamente eficaces (25).

Para reducir la cantidad de CQ/aminas, se ha desarrollado la tecnología RAP (fotopolimerización radical amplificada), donde la CQ se recicla durante la generación del iniciador: una sola molécula puede producir múltiples radicales. Esta tecnología RQ-RAP, es más reactiva que en el diseño estándar CQ/aminas (26).

Unidades de fotocurado

Los materiales a base de resina requieren un estímulo físico como es la luz para iniciar el proceso de polimerización, para lograrlo se ocupa unidades de fotopolimerización o bien LCU que es la abreviatura de **"Light Curing Units",** las cuales permitirán la activación de los fotoiniciadores (27).

Para lograr un óptimo resultado clínico el material debe recibir suficiente energía luminosa en la adecuada longitud de onda, para que los fotoiniciadores se puedan activar.

Es importante conocer las características de cada unidad de fotocurado (indicaciones del fabricante) ya que es determinante para el éxito de la restauración con composite. En los composites, el fotoiniciador más utilizado es la canforoquinona, que tiene una estructura capaz de absorber energía únicamente en el espectro de luz azul. Por lo tanto, esta molécula responde eficazmente a longitudes de onda específicas, principalmente en el rango de 450 a 500 nm, que coincide con el espectro de emisión de las luces LED utilizadas en odontología que es alrededor de los 470 nm (28).

En la fotopolimerización, hay diversos factores que afectan la correcta reacción de polimerización. Estos incluyen aspectos del biomaterial (matiz, el tipo de fotoiniciador presente en la composición y grosor de la capa de biomaterial utilizado), características del foco de luz de la unidad de polimerización (longitud de onda e intensidad de la luz), y factores relacionados con la técnica (tiempos de exposición, distancia de la fuente de luz, angulación de la punta de la unidad, etc). El conocimiento de dichas variables nos llevará a un correcto resultado de las propiedades del biomaterial, por lo que se tendrá éxito en la restauración (29).

Tipos de Unidades de fotocurado

Las primeras unidades de fotocurado se introdujeron a principios de la década de 1970 y fueron diseñadas para emitir luz en el rango de ultravioleta por debajo del espectro visible (aproximadamente 365 nm) a través de una varilla de cuarzo de una fuente de mercurio de alta presión. El tiempo de exposición promedio era de 20 s, aunque una exposición de 60 s daba mejores resultados (30). En ese entonces había resinas compuestas para restauración y selladores que emplearon técnicas innovadoras, ya no solo para restaurar órganos dentales por procesos cariosos, sino también para reparar fracturas dentales y dar resultados estéticos en el sector anterior. Una desventaja de este tipo de lámparas es que producían daño ocular (Tabla 2).

Las LCU LED evolucionaron lentamente y se convirtieron en serios competidores para desafiar el dominio de las LCU QTH en la odontología clínica (Tabla 3). Es común que los médicos deseen dispositivos de fotopolimerización más potentes para reducir el tiempo necesario para un procedimiento determinado para la comodidad del paciente. Las LCU LED actualmente pueden alcanzar valores de irradiancia superiores a 3200 mW/cm^2 (2,31).

Tabla 2. Evolución de las unidades de fotocurado

Lámparas de fotocurado	
Arco plasma	La fuente de generación de energía constaba de dos electrodos de tungsteno separados por una pequeña distancia, ubicados dentro de una cámara que contenía gas a alta presión. A través de una ventana de zafiro sintético, se dirigía la emisión de luz desde una superficie reflectante parabólica. Este tipo de luces típicamente emitían alrededor de 2000 mW/cm2 en un espectro de longitud de onda de banda ancha, comprendido entre los 380 y 500 nm, con un pico cercano a los 460 nm, donde la canforoquinona (CQ) tiene su máxima absorción óptica.(31).
Argón	Funcionaban mediante energía eléctrica la cual era dirigida a través de átomos específicos que emiten fotones a la misma longitud de onda (2). El perfil de emisión de los láseres de iones de argón comercializados en los Estados Unidos eliminó la longitud de onda de 514 nm, la cual se usaba principalmente para proporcionar hemostasia. Se mantuvieron los picos de emisión menores: 457.9 nm, 468 nm y 476.5 nm los cuales ocurren dentro de niveles de absorción de CQ y que por lo tanto son efectivos para un correcto proceso de polimerizado (31).
Luz halógena de Cuarzo-Tungsteno (QTH)	La potencia de la bombilla aumentó de 35 W a 100 W para las unidades portátiles y hasta 340 W para modelos de sobremesa(32). Los tiempos de exposición óptimos para proporcionar propiedades uniformes en un incremento de resina compuesta de 2 mm de espesor oscilaron entre 40-60 s (32). A principios de la década de 1990, las LCU estándar usaban fuentes de luz incandescentes de QTH en combinación con un filtro de luz azul (paso de banda) para generar luz azul visible. La luz azul es necesaria para iniciar la reacción de polimerización en los materiales dentales fotopolimerizables.
Lámparas de Diodos emisores de luz (LED)	Se hizo uso de semiconductores en los que las partículas elementales de luz (fotones) jugaban un papel clave. Los LED convierten la energía eléctrica en radiación óptica. El primer LED GaAsP de luz visible emitía luz roja y tenía una eficacia luminosa de 1,5 lúmenes por vatio de consumo de energía eléctrica (lm W^{-1}) No fue hasta el año 2000 cuando estuvo disponible la primera LCU LED comercial (33): la LCU LED LuxOMax era un diseño de batería inalámbrico similar a un bolígrafo grande que usaba 7 LED discretos. El dispositivo tenía una guía de luz de fibra de vidrio fundida cónica para concentrar la salida de luz en la punta. La irradiancia de la unidad midió 116 mW/cm^2

Fuente propia.

Tabla 3. Evolución de las lámparas de Diodos emisores de luz (LED)

Primera generación	Fueron introducidas a finales del 2000 (31). Una de las desventajas era que algunos productos nuevos de restauración fotocurables utilizaban ahora fotoiniciadores diferentes a la CQ, es decir fotoinicadores longitud de onda corta (400-410 nm), fue por eso por lo que las nuevas luces LED azules no lograban polimerizar. El potencial de polimerizado general de las LCU LED de primera generación era mucho menor que el de las LCU QHT de la época (34).
Segunda generación	Utilizaban varios diodos LED individuales, aprovechando su notable reducción de tamaño. Esto posibilitó la incorporación de más LEDs en cada lámpara, incrementando así la intensidad lumínica emitida a 600 mW/cm^2. Sin embargo, estos LEDs solo emiten luz azul en un rango muy preciso y limitado de longitudes de onda, lo que impide activar fotoiniciadores más modernos comoIvocerin (3,6).
Tercera generación	Para permitir la polimerización de materiales de restauración que utilizan fotoiniciadores diferentes al CQ, los fabricantes de lámparas de curado optaron por ofrecer conjuntos de chips LED que emitían múltiples longitudes de onda (31)Estas unidades de esta generación son altamente eficaces para suministrar la irradiancia suficiente y las longitudes de onda adecuadas para la polimerización de cualquier tipo de material de restauración dental (3). Este tipo de lámparas utilizan una combinación de LEDs que emiten distintas intensidades de onda de manera independiente: LEDs de baja intensidad (400 nm) y LEDs de alta intensidad (460 nm).

Fuente propia.

Unidades monowave y multi onda (Poliwave)

Las unidades de fotoactivación LED son empleadas para activar los fotoiniciadores de las resinas compuestas (Figuras 3 y 4). La canforoquinona, el principal fotoiniciador utilizado en materiales dentales resinosos, requiere una longitud de onda de aproximadamente 468 nm para su activación. En contraste, los fotoiniciadores alternativos suelen tener un espectro de absorción de luz que se encuentra generalmente en longitudes de onda menores a 420 nm, típicamente entre 400 y 410 nm. Respecto a la diferencia de espectros de cada tipo de fotoiniciador, existen 2 tecnologías de unidades de fotoactivación LED: monowave y poliwave (Tabla 4).

Poseen diodos emisores sólo en el rango de luz azul visible con longitud de onda adecuada para polimerizar la CQ. Estas unidades emiten una sola longitud de onda y poseen una luz homogénea que no es capaz de fotopolimerizar el resto de fotoiniciadores. Los LED de poliwave requieren múltiples diodos para producir luz de poliwave, lo que provoca una falta de homogeneidad del haz con variadas irradiancias y longitudes de onda entregadas localmente, teniendo como resultado un mal fotocurado en el composite (35).

Se han identificado ciertos inconvenientes relacionados con las LED poliwave, incluyendo su capacidad potencial para ser más citotóxicas en comparación con la luz azul monowave. Es importante señalar que la luz violeta representa la longitud de onda más corta dentro del espectro visible, lo que podría conducir a una mayor atenuación y una disminución en la PC (36).

Tabla 4 Características de las LCU Monowave y Poliwave

Unidades monowave		**Unidades poliwave**	
Poseen diodos emisores sólo en el rango de luz azul visible (420 - 495nm), adecuado para la activación de la canforoquinona.	*Figura 3. Punta de Unidad LED Monowave.* *(Fuente propia)*	Además de LEDs en el rango azul visible, tiene diodos emisores en el espectro violeta (380 - 420 nm) para activar los fotoiniciadores alternativos (5,37).	*Figura 4. Punta de Unidad LED Poliwave.* (Fuente propia)

Características de las LCU

Los factores que se deberán tomar en cuenta para la elección correcta de la lámpara de fotocurado (37) son:

A. **Salida de luz constante (Potencia radiante constante) superior o similar a 1000mW/cm^2 aprox. Longitud de onda de 380 - 515 nm.**

Watts y cols. (38), en 2019 describen que las luces de curado LED ahora dominan el mercado, utilizaron luces de curado LED (124 de 239 artículos) de los cuales se observó un valor de irradiancia superior a 1000 mW/cm^2. La naturaleza de los LED significa que, a diferencia de las luces QTH, solo pueden producir un espectro de emisión estrecho y los espectros de emisión entre marcas de luces de polimerización LED pueden ser diferentes. El parámetro que los fabricantes suelen utilizar para describir una lámpara de polimerización es la irradiancia de la punta, que se expresa como la potencia radiante por unidad de área, medida en mW/cm^2.

B. Diámetro activo de la punta (10 mm)

El uso de LCU a precios económicos que se compran por internet se está volviendo popular, la salida de luz de estas lámparas económicas es inestable y disminuye rápidamente conforme se descarga la batería. Además, la mayoría de las LCU económicas tienen solo una pequeña punta de luz activa de 6 o 7 mm de diámetro desde donde se emite la luz útil, mientras que la mayoría de las luces de los fabricantes de calidad tienen un diámetro de punta activa de 9-11 + mm31, según Price y cols. (37) (2020) describen que debido a que el área activa se calcula a partir del área de la sección transversal, πr^2, cualquier reducción en el diámetro de la punta activa desde donde se emite la luz tendrá un efecto sustancial en el área de la punta y la salida radiante.

C. Distancia de irradiancia de la punta de 10 mm

Almuallem et al. (40) 2016, mencionan que a medida que aumenta la distancia desde la punta de luz, la irradiancia recibida disminuye. Algunas LCU emiten un haz de luz altamente colimado, mientras que, en otras, el haz se propaga más rápidamente. Por lo tanto, los fabricantes deben proporcionar información sobre la salida radiante no solo en la punta de la luz (irradiancia de la punta), sino también la irradiancia entregada a distancias clínicamente relevantes de hasta 10 mm de distancia.

D. Uniformidad de irradiancia del haz de luz

Price et al. (37) (2020), describen que el problema de la falta de homogeneidad de la irradiancia se ha agravado aún más con la introducción de LCU basadas en LED azul violeta de onda polivalente. Para una región de la punta de luz, las contribuciones relativas de las porciones violeta y azul del espectro de radiación emitida a la salida radiante total en ese punto pueden ser dramáticamente diferentes de otras, de modo que

algunas regiones a través de la punta de luz solo pueden entregar luz azul. (450-470 nm), mientras que otros solo emiten luz violeta (400-410 nm).

E. Uniformidad espectral de haz de luz

Price et al. (37) (2020), ilustraron el perfil del haz de una luz de curado LED de pico de longitud de onda dual que tiene una luz violeta y dos emisores LED azules en la LCU (Figura 5). Cuando la salida de luz en la punta se ve a través de lentes anaranjados que bloquean la luz azul, la salida de uno de los LED violetas y dos azules es visible, y también son evidentes los “puntos calientes” de alta irradiancia. La imagen muestra claramente que la luz no está bien mezclada.

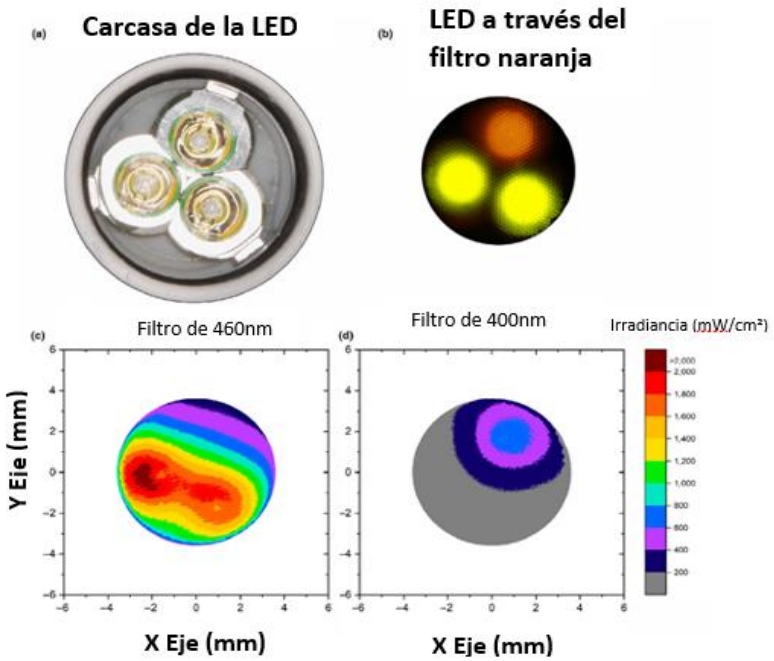


Figura 5. Ilustración de la salida de luz de una unidad de fotopolimerización (LCU) monowave a través de lentes de bloqueo de luz azul naranja. La distribución de las longitudes de onda y la irradiancia de la punta no son uniformes.

(Price 2020)

F. Uniformidad de exposición radiante

Se sugiere que cada incremento de 2 mm de espesor de composite debería recibir aproximadamente 16J/cm^2 para fotopolimerizarse adecuadamente. Koganet al. (41) (2016) demostraron que la exposición a alta intensidad (3000 mW/cm^2) no es relevante

tanto como el tiempo de exposición puesto que la menor intensidad (1600 mW/cm^2) a mayor tiempo de exposición tiene una mejor PC y dureza en el sistema SonicFill, pudiendo decir que en las resinas bulk fill el tiempo de fotopolimerizado es más significativo que la intensidad y en las resinas duales no hace diferencia.

G. Ergonomía (acceso correcto a dientes posteriores)

Se debe lograr que el operador tenga un acceso óptimo a todas las zonas de la boca, Michaud et al. (42) (2014), encontraron que las LCU pueden tener un efecto dramático tanto en la irradiancia como en la longitud de onda que reciben las diferentes ubicaciones de la restauración. El simple cambio de usar la lámpara de polimerización desde el lado derecho o izquierdo del paciente tendrá un efecto. La Figura 6 muestra una preparación clase II en un molar inferior con el perfil del haz de la guía de luz Bluephase Style 10 mm superpuesto sobre él. Dependiendo de la orientación de la luz, algunas áreas, como las cajas proximales, pueden recibir un alta (Figura 6B) o un valor de irradiancia más bajo (Figura 6C). Además, dado que un chip LED dentro de esta LCU ofrece solo las longitudes de onda más cortas, una orientación como en Figura 6C entregaría energía utilizable muy baja a la caja proximal.

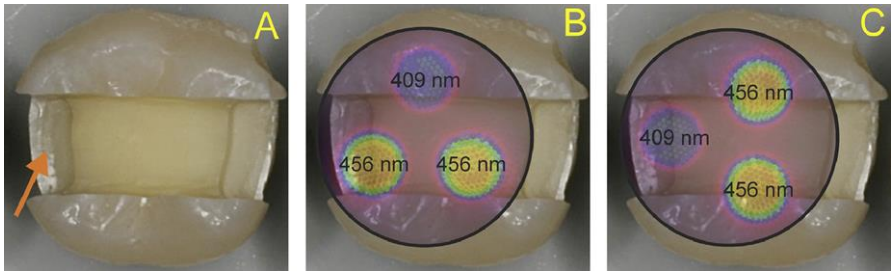


Figura 6. Distribución de la irradiancia de la punta de luz Bluephase Style 10 mm superpuesta en diferentes orientaciones (B y C) sobre una preparación Clase II en un molar inferior. La flecha en la orientación (A) indica la ubicación de una caja proximal. En (B) esta región que recibiría una alta irradiancia a 456 nm y en (C) esta región recibiría una irradiancia más baja a 409 nm.

(Michaud 2014)

Para favorecer el proceso de fotopolimerización es importante que el operador conozca las indicaciones del fabricante y las características de la unidad:

A. Batería y carga

La batería utilizada en las lámparas es de litio recargable. Los fabricantes especifican que no es necesario agotar por completo la batería antes de recargarla. La mayoría de estas

unidades incluyen un soporte de descanso que incorpora un cargador de batería. Sin embargo, pocas investigaciones han explorado la relación entre el estado de la batería o el nivel de carga y la intensidad de la luz emitida. Se ha observado que la intensidad de la luz disminuye cuando las unidades se utilizan con una batería baja en comparación con aquellas que están completamente cargadas (29).

B. Tiempo de curado

La aplicación inapropiada de la unidad respecto al tiempo puede afectar significativamente la calidad y la durabilidad de las restauraciones (43). (Figura 7)

Para lograr un buen fotocurado, se requiere alcanzar una densidad de energía de 16-24 J/cm^2. Por lo tanto, se debe tener en cuenta tanto la densidad de la luz como el tiempo de exposición, asegurando la obtención de energía adecuada para el proceso de polimerización.

La intensidad lumínica de la UP, se pueden clasificar en (29):

- >800 mW/cm^2 potencia alta.
- 400-800 mW/cm^2 potencia baja.
- <400 mW/cm^2 potencia insuficiente.

Los fabricantes siguieren que los materiales de restauración directa:

- 20 s – potencia alta
- 40 s – potencia baja

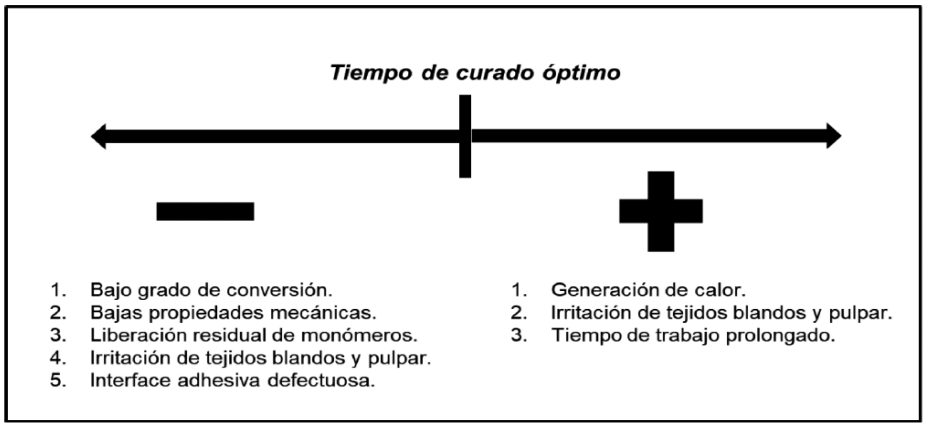


Figura 7. Posibles consecuencias de realizar un curado menor/mayor al indicado por el fabricante.

(García et al. 2023)

La mayoría de los fabricantes no describen la salida de luz de las LCU de manera coherente por lo que ha llevado a que los odontólogos distribuyan y empleen la información errónea sobre las fuentes de luz y/o sobre los requisitos de fotopolimerización. La Tabla 5 proporciona una lista de términos apropiados a usar cuando se habla de fotopolimerización.

Tabla 5. Términos utilizados en la fotopolimerización

TERMINO	UNIDAD	SÍMBOLO	DEFINICIÓN
Energía Radiante	Joule	J	Energía emitida por la LCU.
Poder radiante o flujo radiante	Watt	W o J/s	Energía por unidad de tiempo emitida por la LCU.
Exposición radiante	Joule por centímetro cuadrado	J/cm²	Energía recibida del LCU por unidad de área.
Salida radiante, Irradiancia o emitancia radiante	mili Watts por centímetro cuadrado	mW/cm²	Es la potencia radiante de un área unitaria definida. La salida radiante es la misma que la irradiancia de la punta de la LCU a una distancia cero.
Espectro de emisión	nanómetros	nm	Son las longitudes de onda de la luz emitida por el LCU.
Potencia radiante espectral	mili Watts por nanómetro	mW/nm	Es la potencia radiante a una longitud de onda dada de la LCU.
Irradiancia espectral	mili Watts por centímetro cuadrado por nanómetro	mW/cm²/nm	Es la irradiancia recibida por un área definida a cada nm de luz emitida por la LCU.

(Tomado de Price, 2020)

3.2 Antecedentes específicos

Aravamudhan (44) et al. (2006), realizaron un estudio en el cual se determinó la correlación entre la intensidad de las fuentes de luz de diodo emisor de luz (LED) y tungsteno-halógeno y la profundidad de curado de un compuesto de resina a diferentes distancias. Evaluaron cuatro luces LED (Flashlite 1001, Freelight 2, Smartlite IQ y Ultralume 5) y una luz halógena de tungsteno (Optilux 501, con puntas de 8 y 11 mm). La intensidad de cada luz se midió siguiendo una versión modificada de la norma ISO 10650 a distancias de 0, 2, 4, 6, 8 y 10 mm entre la punta de la luz y el detector. La depth of cure (DOC) del compuesto TPH Spectrum tono A2 se evaluó de acuerdo con la norma internacional ISO 4049 a las mismas distancias. Los resultados mostraron que, en todas las luces, la intensidad disminuía a medida que aumentaba la distancia. Además, se encontró una correlación entre la intensidad y la distancia para todas las luces excepto Smartlite IQ, Ultralume 5 y Optilux 501. Todas las luces mostraron una correlación logarítmica entre la intensidad y la DOC, y una correlación lineal entre la DOC y la distancia. Smartlite IQ y Optilux 501 (punta de 11 mm) tuvieron la menor reducción en intensidad y DOC a 10 mm.

Leprince et al. (45) (2011), prueban la influencia del tipo de fotoiniciador y la inclusión de partículas de relleno en la validez de la ley de reciprocidad de exposición. Prepararon resinas de Bis-GMA / TEGDMA al 50/50% en peso con concentraciones equivalentes de canforquinona / DMAEMA (0.20 / 0.80% en masa) (CQ) o Lucirin-TPO (0.42% en masa), y se utilizaron con y sin relleno hasta 75% en masa. Las muestras se curaron con una lámpara halógena Swiss Master Light (EMS, Suiza) utilizando cuatro protocolos de curado diferentes: 400 mW/cm² durante 45 s como protocolo de referencia (18 J/cm^2), 1500 mW/cm² durante 12 s (18 J/cm^2), 3000 mW/cm²durante 6 s (18 J/cm^2) y 3 s (9 J/cm^2). El Degree of conversion (DC) se midió en tiempo real durante 70 s mediante FTIR y el aumento de temperatura utilizando un termopar. La PC se determinó con una técnica de penetrómetro. Obtuvieron como resultado que con respecto al DC y la profundidad de curado, la ley de reciprocidad de exposición no se mantuvo para ningún material probado, excepto para la PC de los materiales rellenos basados en CQ. A una exposición radiante similar, la CC fue significativamente más alta ($p < 0.05$) para todos los materiales a base de TPO sin relleno y con relleno en comparación con los materiales a base de CQ. A medida que se redujo el tiempo de exposición y aumentó la irradiancia, los materiales

basados en TPO exhibieron una mayor DC, mientras que se observó una tendencia opuesta para los materiales basados en CQ. Para regímenes de curado similares, la profundidad de curado de los materiales a base de CQ siguió siendo significativamente mayor que la de los materiales a base de TPO. La adición de rellenos generalmente redujo la DC, excepto a mayor irradiancia para materiales basados en CQ donde se observó un efecto positivo.

Kogan et al. (41) (2016), compararon la PC y dureza entre dos sistemas de resina “Bulk-fill” y su relación con el tiempo de polimerización usando una lámpara de fotopolimerización de alta intensidad. Se incluyeron seis muestras de resina de dos sistemas "Bulk-Fill" (cuatro grupos): SonicFill de fotopolimerización (Kerr®) y Fill-Up de polimerizado dual (Coltène/Whaledent®), separadas en cilindros prefabricados de acero inoxidable (8x4mm). Las muestras de ambos sistemas se fotopolimerizaron durante 3 s (3000 mW/cm²) y 15 s (1600 mW/cm²) usando una lámpara LED S.P.E.C.3 (Coltène/Whaledent®) y luego fueron extraídas de los moldes. Se empleó la prueba ANOVA para comparar los grupos. Los resultados mostraron una mayor profundidad de curado (PC) en el sistema Fill-Up a los 3 s (7.96 ± 0.03 mm) y 15 s (7.95 ± 0.03 mm) en comparación con el sistema SonicFill para ambos tiempos (6.28 ± 0.19 mm y 7.20 ± 0.41 mm, respectivamente), con diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.001$). Al comparar cada sistema a diferentes tiempos, encontraron diferencias significativas en las muestras de SonicFill ($p < 0.001$), pero no en las de Fill-Up ($p > 0.05$). En cuanto a la dureza, el sistema Fill-Up mostró mejores resultados a una profundidad de seis milímetros tanto a los 3 s como a los 15 s (78.52 ± 4.20 y 85.08 ± 4.00) en comparación con SonicFill (53.05 ± 2.24 y 69.20 ± 3.50) ($p < 0.001$). En conclusión, el sistema Fill-Up a los 3 y 15 s presentó una mayor profundidad de curado y mejor dureza, permitiendo incrementos de hasta seis milímetros, en comparación con el sistema SonicFill.

Shimokaway et al. (46) (2018), determinaron el efecto potencial de cuatro unidades de fotopolimerización (LCU) diferentes en el perfil de curado de dos compuestos a base de resina (RBC) de relleno a granel. Utilizaron cuatro LCU (Bluephase 20i, Celalux 3, Elipar DeepCure-S y Valo Grand) para fotopolimerizar dos RBC (Filtek Bulk Fill Posterior Restorative y Tetric EvoCeram Bulk Fill). Midieron el diámetro efectivo de la punta, la potencia radiante, la emitancia radiante, el espectro de emisión y el perfil del haz de luz de las LCU. Midieron la microdureza de Knoop en las superficies superior e inferior de las

muestras de RBC que tenían 12 mm de diámetro y 4 mm de profundidad (n = 5). La distribución de la potencia radiante espectral que se entregó a la superficie de la muestra y la transmisión de luz a través de las muestras de 4 mm de espesor se midió utilizando una esfera integradora. Pruebas de ANOVA y Tukey bidireccionales (= 0,05) se aplicaron. Resultados. Valo Grand produjo la microdureza más homogénea en las superficies de las RBC (p> 0,05). Cuando se utilizaron las luces Celalux 3, Bluephase 20i y Elipar DeepCure-S, el centro de las probetas alcanzó mayores valores de dureza en comparación con sus regiones exteriores (p <0.05). Aproximadamente el 10% de la energía radiante entregada a la parte superior alcanzó la parte inferior de la muestra, aunque casi ninguna luz violeta pasó a través de 4 mm de ninguno de las RBC. Observaron una correlación positiva entre la exposición radiante y la microdureza.

Santoset al. (14) (2019), evaluaron la profundidad de curado y microdureza de composites bulk-fill con diferentes tiempos de curado, según el fotoiniciadores y el tono de la resina. Prepararon muestras incorporando un incremento de composite (Tetric EvoCeram Bulk-Fill - Ivoclar Vivadent o Filtek One Bulk-Fill A3 de 3M ESPE) en moldes metálicos de 4 mm de diámetro y altura. Definieron doce grupos (n = 10) según el tiempo de curado (10, 20 o 40 s), color (valor más bajo/más alto) y fotoiniciador (lucerina/canforoquinona). La microdureza Vickers (VMH) se midió en la parte superior e inferior de cada muestra mediante 5 muescas con una fuerza de 29,42 N durante 5 s. La profundidad de curado se obtuvo por la relación de VHM inferior/superior. Encontraron que, en ambas resinas, el tiempo fue el factor principal para obtener una adecuada profundidad de curado (p < 0,001), siendo insuficientes 10 s de polimerización para alcanzar el mínimo del 80% de polimerización (p < 0,001). Entonces, 20 s es el tiempo necesario para asegurar una polimerización adecuada, ya que no hay diferencias estadísticamente significativas entre 20 y 40 s de polimerización, la conclusión fue que el tiempo de curado es el factor crucial para obtener una adecuada profundidad de curado. El color, por otro lado, no parece ser un factor significativo en la profundidad de curado de los composites de resina de relleno. La presencia de diferentes fotoiniciadores puede justificar las diferencias encontradas entre los dos compuestos de resina.

Barakah (47) (2021) en su estudio examinó el efecto de diferentes distancias y tiempos de curado sobre la microdureza (VHN) de restauraciones de composite a base de resina de nanorrello polimerizadas con LCU LED de alta intensidad. Se fabricaron setenta y cinco

muestras de RBC (2 mm de espesor y 5 mm de diámetro) de Tetric-N-Ceram (Ivoclar Vivadent). Cada una de las 25 muestras se polimerizó mediante uno de los tres tipos de LCU LED de alta intensidad: (B) Blue-Phase-G2 (polywave LED, Ivoclar Vivadent), (E) Elipar S10TM (pico único, 3 M ESPE) y (P) Planmica Lumion (pico único, Mectron) a tres distancias diferentes (0 mm, 2 mm y 4 mm) a 20 s 40 s y 60 s. Se utilizó un probador de microdureza (NOVA, Innovatest, The netherlands) para medir el VHN desde las superficies superior e inferior. Los datos de VHN se analizaron utilizando ANOVA mixto, seguido de análisis post hoc con valores de $p < 0,05$. Como resultado encontró una diferencia significativa en VHN entre las tres LCU LED, donde (B) las muestras tuvieron las medias más altas, seguidas de (E) y (P). Los valores de VHN de la superficie inferior se redujeron significativamente ($p < 0,05$) en comparación con los valores de la superficie superior en todos los tipos de LCU. Con distancias crecientes de hasta 2 mm y 4 mm, los valores de VHN con (E) y (P) se redujeron significativamente en la parte superior.

De León et al. (48) (2022), determinaron el efecto de la intensidad de dos unidades de fotopolimerización sobre la biocompatibilidad, resistencia flexural y módulo elástico de una resina compuesta. Formaron dos grupos de resina compuesta Filtek Z250XT, cada uno fotopolimerizado con diferentes intensidades (<400 mW/cm² durante 40 s y >800 mW/cm² durante 20 s). La viabilidad celular se evaluó mediante el ensayo de MTT a las 24 y 48 horas, siguiendo la norma ISO 10993-5. La resistencia flexural y el módulo elástico se analizaron conforme a la norma ISO 4049.
Los resultados mostraron que el grupo fotopolimerizado con una intensidad <400 mW/cm² presentó una citotoxicidad estadísticamente mayor tanto a las 24 como a las 48 horas, así como una resistencia flexural y un módulo elástico significativamente menores. Se concluyó que una intensidad de polimerización <400 mW/cm² incrementa los niveles de citotoxicidad y reduce las propiedades mecánicas de las resinas compuestas. Además, el estudio destaca la importancia del control periódico de las unidades de fotopolimerización.

Lima et al. (35) (2023), realizaron una revisión sistemática con el fin de analizar si el uso de diodos emisores de luz (LED) de múltiples ondas para fotoactivar materiales a base de resina (compuestos de resina, sistemas adhesivos y cementos de resina) que contienen fotoiniciadores alternativos proporciona mejores propiedades fisicoquímicas que los monowave. Los criterios de inclusión fueron estudios *in vitro* que evaluaron el grado de conversión, microdureza y resistencia a la flexión en materiales a base de resina que

contienen fotoiniciadores alternativos y activados por luz con LED mono y poliwave. Los criterios de exclusión fueron estudios que evaluaron las propiedades fisicoquímicas de los composites a través de cualquier material interpuesto entre el LED y el composite de resina y estudios que compararon exclusivamente diferentes modos y/o tiempos de activación de la luz. Realizaron la selección de estudios, la extracción de datos y el análisis de riesgo de sesgo. Los datos de los estudios que seleccionaron los analizaron cualitativamente. Realizaron una búsqueda sistemática en junio de 2021 utilizando las bases de datos PubMed/Medline, Embase, Scopus e ISI Web of Science y literatura gris sin restricción de idioma. Incluyeron 18 estudios en el análisis cualitativo. Nueve estudios utilizaron óxido de difenil (2,4,6-trimetilbenzoil) fosfina (TPO) como fotoiniciador alternativo para compuestos de resina. Polywave LED mejoró el grado de conversión del compuesto de resina en comparación con monowave en 9 de los estudios incluidos. Polywave LED mejoró la microdureza del compuesto de resina en comparación con monowave en 7 de los estudios incluidos. Polywave LED mejoró el grado de conversión en 11 estudios y la microdureza del compuesto de resina en comparación con monowave en 7 estudios incluidos. No se observaron diferencias en el medio de resistencia a la flexión entre los LED poli y monowave. La evidencia se calificó como de baja calidad debido al alto riesgo de sesgo en 11 estudios. Con los estudios existentes, los autores revelaron que el diodo emisor de luz poliwave maximiza la activación, lo que resulta en un mayor grado de conversión de doble enlace y microdureza de los compuestos de resina que contienen fotoiniciadores alternativos. Sin embargo, la resistencia a la flexión de estos materiales no se ve influenciada por el tipo de dispositivo de activación de luz.

Ruizet al. (49) (2024), evaluaron la influencia de la distancia de polimerización de unidades de fotocurado (LCU) monowave y poliwave sobre la irradiancia medida en relación con el valor informado por el fabricante en relación con las propiedades físicas de los composites a base de resina. Utilizaron cuatro LCU: una monowave y tres poliwave (Bluephase MC, Bluephase N, Nano COXO, VALO). La irradiancia se midió con un radiómetro digital. Las pruebas de profundidad de curado y resistencia a la flexión se realizaron de acuerdo con la norma ISO 4049 a distancias de polimerización de 0 mm y 5 mm. Los resultados mostraron que la irradiancia de las cuatro LCU disminuyó cuando la polimerización se realizó entre 0 y 5 mm (prueba t pareada, $P < 0.001$). La profundidad de curado (CD) a 0 mm fue similar en todos los grupos, pero disminuyó significativamente a una distancia de 5 mm (ANOVA, $P < 0.001$). La resistencia a la flexión mostró diferencias

entre las LCU a 0 mm (ANOVA, $P < 0.001$) y se vio afectada por la distancia de polimerización.

4.Planteamiento del problema

La odontología actual hace un mayor uso de resinas compuestas como material de restauración directa. Estos composites requieren ser polimerizados para lograr las características físicas para ser colocados en cavidad bucal. El uso de las unidades de fotocurado dental es vital para esta tarea, sin embargo, en el mercado se encuentran una gran variedad de LCU; los cuales varían en características tales como potencia, irradiancia, diámetro del filamento, fuente de luz, si son alámbricas o inalámbricas por mencionar algunas. Todas estas características tienen influencia sobre la polimerización de estos materiales.

Sin embargo, no se tienen parámetros específicos para el proceso de polimerización en cuanto el tiempo de exposición. Como se ha mencionado la potencia de la lámpara y el tiempo de exposición están sumamente relacionados, y hay pocos estudios que evalúen el tiempo de exposición vs irradiancia. Una mayor irradiancia requerirá de menor tiempo de exposición, si es que la irradiancia es igual a la reportada por los fabricantes. El evaluar este parámetro y extrapolarlo a la profundidad de curado permitirá establecer tiempos de exposición específicos.

Pregunta de investigación:

¿Cuál será la profundidad de curado en resinas compuestas al ser fotopolimerizadas con distintos tipos de lámpara de fotocurado dental variando el tiempo de polimerización calculados vs. estandarizados?

5.Justificación

La rápida evolución de las resinas compuestas ha permitido mejorar los tratamientos restaurativos, con una mayor estética y mejores propiedades mecánicas. Para que esto se logre de manera eficiente es de importancia tomar encuentra los factores que pueden influir en la correcta polimerización del material de restauración: potencia de la lámpara, el diámetro de la guía de luz, la distancia de la punta y la restauración, así como conocer el tipo de resina, su composición, tipo de iniciador, el espesor de los incrementos que deben ser colocados al momento de la restauración. Es por ello por lo que el evaluar los parámetros como el tipo de lámpara de fotocurado y el tiempo de exposición para el polimerizado nos podrán proveer de conocimiento sobre su influencia en la profundidad de curado de los composites dentales.

6.Hipótesis

H01. La profundidad de curado de las resinas compuestas no se verá afectada por las unidades de fotocurado dental.
Ha1. La profundidad de curado de las resinas compuestas se verá afectada por las unidades de fotocurado dental.

H02. La profundidad de curado no se verá afectada por el tiempo de exposición para la polimerización.
Ha2. La profundidad de curado se verá afectada por el tiempo de exposición para la polimerización.

H03. La profundidad de curado en resinas compuestas con distintas lámparas de fotocurado es igual con el tiempo de polimerización calculada vs. Estandarizada.
Ha3. La profundidad de curado en resinas compuestas con distintas lámparas de fotocurado mejorará con el tiempo de polimerización calculada vs. Estandarizada.

H04. Las resinas con tecnología RAP no presentará mayor profundidad de curado.
Ha4. Las resinas con tecnología RAP presentará mayor profundidad de curado.

7.Objetivos

7.1 Objetivo General

- Comparar la profundidad de curado de una resina compuesta con distintas unidades de fotocurado dental con tiempos de polimerización calculados vs estandarizados.

7.2 Objetivos Específicos

- Determinar los espectros de emisión de las LCU a través de espectrofluorometría.
- Establecer el tiempo de exposición fotocurado óptimo de cada LCU con base en la irradiancia obtenida con el radiómetro para luz LED.
- Comparar la profundidad de curado de la resina compuesta con y sin tecnología RAP polimerizada con distintos tiempos de exposición (20 s y el calculado- 10 s).
- Comparar la profundidad de curado de la resina compuesta polimerizada con cuatro tipos de lámparas de fotocurado (monowave vs poliwave).

8.Materiales y Métodos

8.1 Diseño experimental

Experimental in vitro.

8. 2 Tamaño de muestra

El tamaño de la muestra se calculó de acuerdo con el método de Tang usando el estadístico F; con base a un estudio previo, donde se tomó la media, la desviación estándar y el número de repeticiones para trabajar con una potencia del 80%, con un intervalo de confianza del 95%. se obtiene un tamaño de muestra de n =12.

8.3 Criterios de selección

8.3.1Criterios de inclusión

- Resina compuesta convencional tono A2 (Filtek Z250, Palfique LX5) cuyo periodo de uso este vigente.
- Lámparas de fotocurado las cuales estén cargadas durante toda la noche (Bluephase N® MC, Bluephase N® Modo: High, Bluephase N® Modo: Low, Nano, COXO)
- Muestras que no contengan burbujas.
- Muestras que no presenten fracturas.

8.3.2 Criterios de exclusión

- Resinas compuestas con caducidad cumplida.
- Cuerpos de prueba que tengan medidas diferentes a las establecidas según las normas ISO 4049.
- Cuerpos de prueba que presenten grietas.
- Cuerpos de prueba que presenten irregularidades en la superficie.

8.3.3 Criterios de eliminación

- Muestras que presenta alguna falla técnica durante el proceso experimental.

8.4 Variables

VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	UNIDAD DE MEDIDA	MEDICIÓN
Variables independientes				
Lámpara de fotocurado (LCU)	Dispositivo de uso dental que a través de cierta longitud de onda e irradiancia completaran el proceso de polimerización.	Se emplearon 3 tipos de lámparas y se formarán 4 grupos: Grupo 1: Bluephase N® MC. Grupo 2: Bluephase N® Modo: High. Grupo 3: Bluephase N® Modo: Low. Grupo 4: Nano, COXO.	Grupo 1: Bluephase N® MC. Grupo 2: Bluephase N® Modo: High. Grupo 3: Bluephase N® Modo: Low. Grupo 4: Nano, COXO.	Cualitativa nominal policotómica
Resina compuesta	Material de restauración directo	Se emplearon 2 tipos de resinas y se formarán 2 grupos: Grupo 1: Filtek Z250. Grupo 2: Palfique LX5.	G1: Filtek Z250 3M. G2: Palfique LX5 Tokuyama Dental.	Cualitativa nominal
Tiempo de exposición	Período determinado en el que se realiza la polimerización a través de la LCU.	Se fotopolimerizó de acuerdo con lo establecido por el fabricante de cada marca (10 s o 20 s).	10 segundos. 20 segundos.	Cuantitativa de razón
Variables dependientes				
Profundidad de curado	Reacción de polimerización inducida por luz LED en longitudes de onda entre 350-470nm.	Se determinó la profundidad de curado en mm de acuerdo con la ISO-4049 medida a través de un micrómetro.	mm	Cuantitativa continua
Irradiancia de la lámpara	Es el poder radiante o recibido por unidad de área. Refleja el promedio en un área definida.	Se medió el poder radiante por unidad de área, a lo largo de 12 intervalos de polimerización de 20 s.	mW/cm^2	Cuantitativa continua
Densidad de energía	Cantidad de energía acumulada en una materia o región.	Se calculó a partir de la irradiancia de cada LCU reportada por el fabricante y la medida.	J/cm^2	Cuantitativa continua

8.5 Concordancia y fiabilidad

El alumno investigador fue capacitado en la metodología de profundidad de curado con base en la norma ISO 4049 y asesorado en interpretación de los resultados por los investigadores participantes en el proyecto.

8.6 Ubicación espacio-temporal

La prueba de profundidad de curado se realizó en la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, México, Facultad de Estomatología BUAP, Laboratorio de Materiales Dentales. La medición de la irradiancia y la emisión del espectro de luz de las lámparas de fotocurado se realizaron en el Laboratorio Central del Instituto de Física “Ing. Luis Rivera Terrazas”.

8.7 Metodología

Obtención de espectros de emisión de lámparas

Las lámparas LED tienen una especificación de longitud de onda de emisión, sin embargo, la emisión no es puntual y por lo tanto se obtuvieron los espectros de emisión. Estos cálculos se realizaron haciendo mediciones de emisión de los LED, con un espectrómetro, en el que se observa la intensidad de luz respecto a la longitud de onda. Se considera la equivalencia de la escala máxima del instrumento, el área incidente y la distancia de separación respecto al plano de emisión de la lámpara. La potencia se determinó a partir de las especificaciones del equipo (Nanolog-Horiba).

Medición de la irradiancia y cálculo de los tiempos de polimerización

La potencia de las lámparas LED fue medida con un radiómetro digital, (Figura 8).

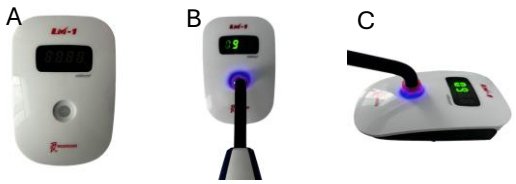


Figura 8. A. Radiómetro digital. B, C. Medición de potencia de la lámpara.

(Fuente propia)

La densidad de energía se calculó utilizando la fórmula conocida:

$$\frac{mW/mm^2}{1{,}000} \times tiempo\ de\ exposicion = J/cm^2$$

Preparación de las muestras

La metodología para la evaluación de la profundidad de curado se realizó con base al estándar internacional ISO 4049. Se utilizó un vidrio de 20 mm×0 mm de 2 mm de grosor

(portaobjetos), sobre el cual se colocó un molde de acero inoxidable con un orificio interno de 4 mm de diámetro y 6 mm de altura, ya que las resinas son resinas convencionales.
El portaobjetos fue colocado sobre una superficie plana y cubierto por una cinta matriz de poliéster.
Se colocó la resina dentro del molde con un ligero exceso, condensando con una espátula de plástico (Figura 9 A, B) y se colocó una banda de poliéster en la parte superior haciendo una liguera presión para eliminar excesos con ayuda de un portaobjetos, (Figura 9 C).

A B C

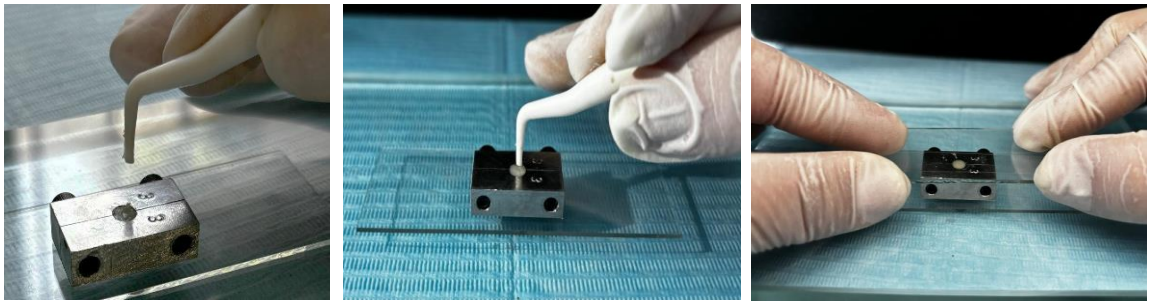
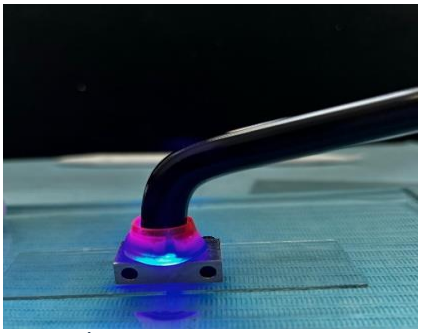


Figura 9. A, B. Condensación de la resina en el molde de acero inoxidable. C. Eliminación de excesos de resina.

(Fuente propia)

Se fotocuró colocando la lámpara directamente sobre la superficie de la resina, (Figura 10).
Una vez terminado el proceso de fotocurado, cada espécimen fue retirado del molde y el material no polimerizado (del lado contrario a la polimerización) fue eliminado con una espátula para resinas de plástico, (Figura 11).
La longitud resultante del cuerpo de prueba se midió con un calibrador digital (de sensibilidad 0.01 mm) en cinco puntos diferentes, (Figura 12) registrándose el promedio

como la longitud final. Este resultado se dividió entre dos. El valor obtenido se registró como profundidad de curado.



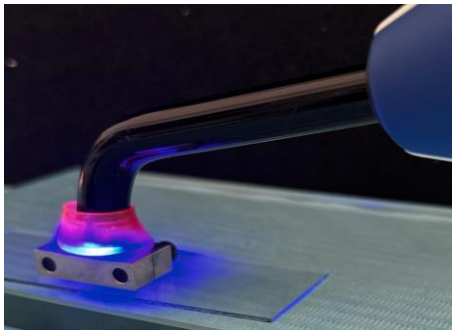


Figura 10. Fotopolimerización de la resina.

(Fuente propia)

Figura 11. Eliminación de la resina no polimerizada.

(Fuente propia)

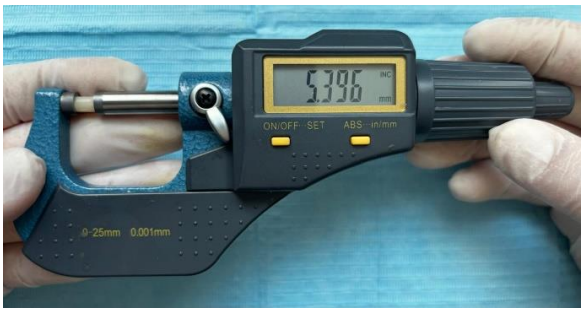


Figura 12. Medición de las pruebas con micrómetro.

(Fuente propia)

8.8 Análisis estadístico

Para el análisis estadístico, se procedió a realizar la prueba de Shapiro-Wilks para probar normalidad y que los datos cumplieran con los requisitos para el uso de pruebas paramétricas. Los resultados fueron analizados en SPSS versión 21, se realizó prueba ANOVA y prueba post hoc Tukey para las comparaciones por lámpara. Y prueba de T pareada para la comparación entre tiempos, en todos los casos se trabajó con un intervalo de confianza del 95%.

9. Resultados

En la Figura 13, se observan los picos de emisión de luz de cada LCU. Bluephase MC muestra un solo pico de emisión a los 450nm. Bluephase N muestra dos picos, uno en 410nm y el segundo en 455nm, Nano COXO muestra dos picos, uno a los 400nm y el segundo a los 450nm.

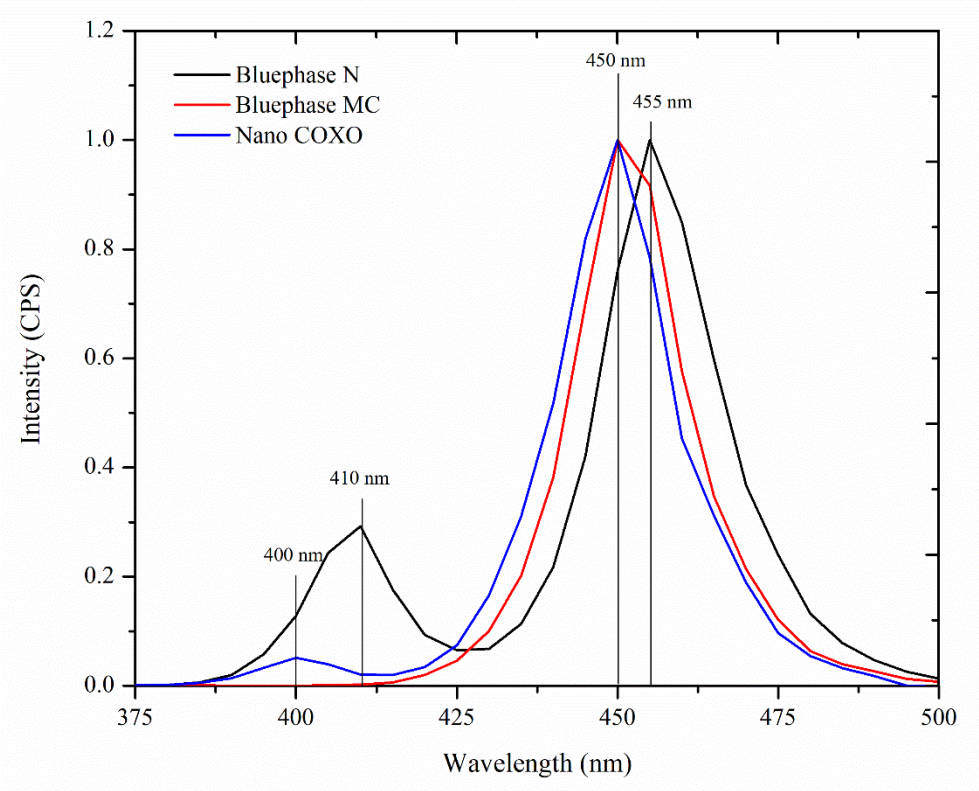


Figura 13. Picos de emisión de cada LCU.

(Fuente propia)

En la Tabla 6 se muestran los resultados obtenidos al comparar la irradiancia establecida por el fabricante contra la irradiancia medida (*n=12*) de cada LCU, encontrando diferencias estadísticas entre cada grupo, ya que todas las lámparas muestran mayor irradiancia medida, el mayor porcentaje de irradiancia medida en comparación con la irradiancia establecida es de >62% y la menor de >22% con las lámparas Bluephase MC y Bluephase N en potencia baja respectivamente.

Tabla 6. Diferencia de irradiancia indicada por el fabricante vs irradiancia medida de cada lámpara.

LCU	Modo de potencia	Irradiancia establecida por el fabricante mW/cm^2	Irradiancia medida en mW/cm^2	Diferencias entre el fabricante y la irradiancia medida (%)
Bluephase MC	Único	800	1347	>62
Bluephase N	Potencia baja	650	790	>22
	Potencia alta	1200	1575	>31
Nano COXO	Único	1200	1800	>50

Fuente propia

Al comparar la densidad de energía calculada a 10 s y 20 s respectivamente en J/cm^2 según la irradiancia establecida por el fabricante mW/cm^2, se encontraron diferencias estadísticas entre cada LCU, se encuentra que ninguna lámpara a los 10 s logra obtener los 16J/cm^2, mientras que a los 20 s cumplen todas las lámparas a excepción de la lámpara Bluephase N en su potencia baja Tabla 7.

Tabla 7. Diferencias de la densidad de energía calculada a partir de la irradiancia del fabricante a 10 s y 20 s en J/cm^2 según la irradiancia establecida por el fabricante mW/cm^2.

LCU	Modo de potencia	Irradiancia establecida por el fabricante mW/cm^2	Densidad de energía calculada a partir de la irradiancia del fabricante a 10 s en J/cm^2	Densidad de energía calculada a partir de la irradiancia del fabricante a 20 s en J/cm^2
Bluephase MC	Único	800	***8**	**16**
Bluephase N	Potencia baja	650	***6.5**	***13**
	Potencia alta	1200	***12**	**24**
Nano COXO	Único	1200	***12**	**24**

Fuente propia. *Los valores resaltados en azul indican la densidad de energía a partir de la irradiancia del fabricante que no cumplen con los 16J/cm^2

Además, se observan diferencias estadísticas entre la densidad de energía calculada a partir de la irradiancia del fabricante a 10 s y 20 s en J/cm^2 entre cada LCU según la mW/cm^2 (*n=12*), ya que se observó que a los 20 s todas las lámparas logran obtener los 16J/cm^2, sin embargo, a los 10 s, las lámparas Bluephase MC y Bluephase N en su modo potencia baja no logran obtener el valor requerido, Tabla 8.

Tabla 8. Diferencias de la densidad de energía calculada a partir de la irradiancia medida con 10 s y 20 s en J/cm² según la irradiancia establecida en mW/cm².

LCU	Modo de potencia	Irradiancia medida en mW/cm²	Densidad de energía calculada a partir de la irradiancia medida a 10 s en J/cm²	Densidad de energía calculada a partir de la irradiancia medida a 20 s en J/cm²
Bluephase MC	Único	1347	**13**	**27**
Bluephase N	Potencia baja	790	**8**	**16**
	Potencia alta	1575	**16**	**32**
Nano COXO	Único	1800	**18**	**36**

Fuente propia. *Los valores resaltados en azul indican la densidad de energía a partir de la irradiancia medida que no cumplen con los 16J/cm²

En cuanto a la PC de la resina Filtek Z250 a 10 s, la lámpara Bluephase N en modo de potencia bajo tuvo diferencias estadísticamente significativas con todas las LCU, la PC menor fue de 2.08 mm con la lámpara Bluephase N en modo de potencia bajo, mientras la PC mayor fue de 2.47 mm con la lámpara Bluephase MC en modo de potencia único.

La PC de la resina Filtek Z250 fotocurada a 20 s, la lámpara Bluephase N en modo de potencia bajo muestra diferencias estadísticamente significativas con las demás lámparas, la PC menor fue en 2.55 mm con la lámpara Bluephase N en modo de potencia bajo, mientras que la PC mayor fue de 2.89 mm con la lámpara Bluephase MC en modo de potencia único. Tabla 9.

Tabla 9. Profundidad de curado de resina Filtek Z250, 10 s y 20 s.

LCU	Modo de potencia	Filtek Z250		
		10 s	20 s	T Pareada
Bluephase MC	Único	2.47 (0.07)[a]	2.89 (0.15)[a]	**p < 0.001**
Bluephase N	Potencia baja	2.08 (0.07)[b]	2.55 (0.04)[b]	**p < 0.001**
	Potencia alta	2.31 (0.09)[a]	2.80 (0.12)[a]	**p < 0.001**
Nano COXO	Único	2.32 (0.24)[a]	2.76 80.12)[a]	**p < 0.001**
ANOVA		p < 0.001	p < 0.001	

Fuente propia. *Las letras minúsculas iguales no muestran diferencias estadísticas entre si.

La PC obtenida con la resina Palfique LX5 a 10 s fue similar en todas las LCU, la mínima profundidad fue de 2.07 mm con la lámpara Bluephase N (potencia baja) y la profundidad mayor fue con la misma lámpara en modo de potencia alta alcanzando una PC de 2.51 mm. Se encontraron diferencias significativas entre todas las LCU excepto entre la Bluephase MC y Bluephase N (potencia alta).

La PC con 20 s, se observó que la profundidad mínima de 2.51 mm y la profundidad mayor de 2.92 mm. Se encuentran diferencias estadísticas entre todos los grupos de LCU excepto con Bluephase MC y Bluephase N (potencia baja) y Bluephase N (potencia alta) vs Nano COCO. Tabla 10

Tabla 10. Profundidad de curado de resina Palfique LX5, 10 s y 20 s.

LCU	Modo de potencia	Palfique LX5		
		10 s	20 s	T Pareada
Bluephase MC	Único	2.40 (0.13)[a]	2.51 (0.13)[a]	p = 0.076
Bluephase N	Potencia baja	2.07 (0.05)[b]	2.53 (0.06)[a]	**p > 0.001**
	Potencia alta	2.51 (0.08)[a]	2.88 (0.08)[b]	**p > 0.001**
Nano COXO	Único	2.24 (0.18)[c]	2.92 (0.09)[b]	**p > 0.001**
ANOVA, *p*		p < 0.001	p < 0.001	

Fuente propia. *Las letras minúsculas iguales no muestran diferencias estadísticas entre sí.

10. Discusión

La mayoría de los materiales a base de resina utilizados en odontología necesitan luz azul para activarse, lo que permite la polimerización del material. Este estudio evaluó la profundidad de curado de la irradiancia y tiempo de exposición de LCU en dos resinas compuestas con tecnología CQ y CQ-RAP como sistemas de fotoiniciadores.

Una correcta polimerización puede verse afectada por las características de la LCU (Diámetro activo de la luz, distancia desde la punta de la luz, espectro de emisión, uniformidad de exposición radiante, ergonomía de la unidad de fotopolimerización (37).

La irradiancia de las LCU usadas en el estudio fue medida con un radiómetro digital y los resultados obtenidos fueron comparados con la irradiancia de cada LCU que el fabricante indica. La luz de la lámpara no siempre se emite de manera uniforme a través de toda la punta de luz y dado que algunos radiómetros dentales solo tienen aberturas estrechas en el detector, se pueden medir diferentes regiones de valores de irradiancia altos o bajos dependiendo de la posición de la punta de luz sobre esta apertura en el radiómetro. Por lo que estudios previos han informado que a menudo existe una discrepancia entre los valores de irradiancia proporcionados por el fabricante de LCU, los derivados de un medidor de potencia de laboratorio y los obtenidos de radiómetros dentales (50).

Se midió la irradiancia de todas las lámparas usadas en el estudio con un radiómetro digital, se observó que todas las lámparas muestran mayor irradiancia a la indicada con el fabricante, tal como lo menciona Ruizet al. (49) (2024), donde demuestran que la irradiancia medida de las cuatro LCU que se usaron en el estudio fue mayor que el valor informado, siendo un 18 % mayor para Nano COXO y hasta un 64 % para Bluephase N MC.

Se ha reportado que se requiere una densidad de energía mínima de 16 J/cm^2 para polimerizar adecuadamente 2 mm de resina (51). Se ha establecido como un paradigma de que en la práctica clínica se deben aplicar 20 s de exposición a la luz, casi obligatorio sin tener en cuenta la densidad de energía ni la irradiancia. En los resultados del presente estudio se encontró que cuando la densidad de energía se calcula a partir de la irradiancia informada con 10 s de exposición, cualquiera de las LCU alcanza los 16 J/cm^2, y el cálculo con una exposición de 20 s. el modo de bajo consumo del Bluephase N no alcanza el mínimo de 16 J/cm^2, como resultado, las LCU de baja Irradiancia necesitarían un tiempo de exposición más prolongado para emitir el mismo nivel radiante de exposición

como las LCU de alta irradiancia (J/cm^2). En este caso, la irradiancia medida de las unidades de fotopolimerización demostró ser mayor que la reportada por el fabricante. Nano COXO muestra un aumento de más del 50%, y del 62% para la Bluephase MC, mientras que se observó un aumento del 22% y del 31% para Bluephase N modo de baja y alta potencia respectivamente. Se observó que la densidad de energía calculada a partir de la irradiancia medida fue insuficiente para alcanzar los 16 J/cm^2, en el caso de Bluephase MC se obtuvieron (1347 mW/cm^2) y Bluephase N en modo de bajo consumo (650 mW/cm^2). Pero para Bluephase N en modo de alta potencia y Nano COXO que presentan una irradiancia superior a 1500 mW/cm^2 obtienen 16 y 18 J/cm^2 respectivamente. Cuando se realizan tiempos de exposición más largos, la energía alcanza en todos los casos valores superiores a los 16 J/cm^2. Estos datos son consistentes con lo reportado por Beolchi (52) que observó que una irradiancia más baja necesita un tiempo de exposición más largo, en algunos casos más de 30-40 s, donde 10 s son suficientes con una irradiancia de >1400 mW/cm^2 al contrario del caso donde la irradiancia es al menos de 800 mW/cm^2 el tiempo de exposición debe ser de 20 s.

En este estudio se evaluó resina Filtek Z250 y resina Palfique LX5. En el caso de la resina Filtek Z250 en el que su fotoiniciador es canforquinona (CQ) se observó que la profundidad de curado de la resina a 10 s tuvo diferencias estadísticamente significativas con todas las LCU, la profundidad de curado menor fue de 2.08 mm con la lámpara Bluephase N en modo de potencia bajo, mientras la profundidad de curado mayor fue de 2.47 mm con la lámpara Bluephase MC en modo de potencia único, sin embargo se encuentra que la resina fotocurada a 20 s muestra diferencias estadísticas significativas, la profundidad de curado menor fue en 2.55 mm con la Bluephase N en modo de potencia bajo, mientras que la profundidad de curado mayor fue de 2.89 mm con la Bluephase MC en modo de potencia único, por lo que podemos decir que el tiempo de exposición y el tipo de lámpara utilizada si influye en la profundidad de curado de la resina, Fadul y cols., reportan que la profundidad de curado es una variable sensible a la consideración multivariable del tipo de lámpara, uso del fotoiniciador y del espesor de las muestras de resina (28). Al evaluar la resina con tecnología RAP (Palfique LX5) se observó una diferencia estadísticamente significativa en la profundidad de curado en comparación con la resina (Filtek Z250) demostrando valores con una profundidad de curado mayor. Ilie y col., (53) (2014) evaluaron el efecto del tiempo de irradiación y el espesor de las muestras sobre la cinética de polimerización y la variación en las propiedades micromecánicas de dos compuestos comerciales a base de resina basados

en la tecnología de fotopolimerización radical amplificada (RAP)™, comparados con cuatro composites a base de CQ/amina. Analizaron los materiales evaluando la cinética de polimerización y el grado de curado (DC) a 0,1 mm y 2 mm de profundidad durante 5 minutos después de la fotoiniciación, después de curar durante 10 s, 20 s y 40 s. Demostrando que los materiales basados en RAP alcanzaron los valores de DC más altos y una polimerización más rápida en ambas profundidades.

11. Conclusiones

La profundidad de curado de una resina se ve afectada por diversos factores, como lo son: sistema activador de polimerización de la resina, tiempo de exposición de polimerizado, correcta técnica de polimerizado, irradiancia de la LCU.

El tiempo de exposición durante la fotopolimerización afecta la profundidad de curado, por lo que podría tener efectos en las propiedades físicas y mecánicas de los materiales de restauración.

La fotopolimerización de resinas compuestas muestra diferencias significativas en su profundidad de curado según el tiempo de exposición y\o tipo de lámpara utilizada para dicho procedimiento.

Considerar la irradiancia es importante para una correcta polimerización, si la irradiancia es menor a 1200 mW/cm^2 se requieren tiempos de exposición de al menos 20 s. Con irradiancias mayores a 1500 mW/cm^2 el tiempo de exposición mínimo podrá ser de al menos 10 s.

12.Bibliografía

1. Ferracane JL. Resin composite - State of the art. Vol. 27, Dental Materials. 2011. p. 29–38.
2. Price RBT. Light Curing in Dentistry. Dent Clin North Am. 2017 Oct;61(4):751–78.
3. Rueggeberg FA. State-of-the-art: Dental photocuring - A review. Dental Materials. 2011 Jan;27(1):39–52.
4. Price RBT, Rueggeberg FA, Labrie D, Felix CM. Irradiance uniformity and distribution from dental light curing units. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2010 Apr;22(2):86–101.
5. AlShaafi MM. Factors affecting polymerization of resin-based composites: A literature review. Saudi Dent J. 2017 Apr;29(2):48–58.
6. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. Braz Oral Res. 2017 Aug 28;31(suppl 1).
7. Heintze SD, Rousson V. Clinical effectiveness of direct class II restorations - a meta-analysis. J Adhes Dent. 2012 Aug;14(5):407–31.
8. Lempel E, Tóth Á, Fábián T, Krajczár K, Szalma J. Retrospective evaluation of posterior direct composite restorations: 10-Year findings. Dental Materials. 2015 Feb;31(2):115–22.
9. ADA Council on Scientific Affairs. Direct and indirect restorative materials. American Dental Association . 2003;134(4).
10. Yadav R, Kumar M. Dental restorative composite materials: A review. J Oral Biosci. 2019 Jun;61(2):78–83.
11. Klapdohr S, Moszner N. New Inorganic Components for Dental Filling Composites. Monatshefte für Chemie - Chemical Monthly. 2005 Jan 30;136(1):21–45.
12. Roque J. Composite resins for direct use in operative denttistry, it´s composition in the XXI century. Revista de Operatorioa Dental y Biomateriales. 2023;12(2):15–23.
13. He J, Garoushi S, Vallittu PK, Lassila L. Effect of low-shrinkage monomers on the physicochemical properties of experimental composite resin. Acta Biomater Odontol Scand. 2018 Jan 1;4(1):30–7.
14. Santos A, Proença L, Polido M, Cristina Azul A. Depth of cure of bulk-fill light cured composite resins with different initiators. Ann Med. 2019 Jan 21;51:141–141.
15. Pratap B, Gupta RK, Bhardwaj B, Nag M. Resin based restorative dental materials: characteristics and future perspectives. Japanese Dental Science Review. 2019 Nov;55(1):126–38.
16. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. Biomaterials. 2002 Apr;23(8):1819–29.

17. Fortin D, Vargas MA. The spectrum of composites: new techniques and materials. J Am Dent Assoc. 2000;131 Suppl (6 SUPPL.):26S-30S.

18. Combe EC, Burke FJT. Contemporary Resin-based Composite Materials for Direct Placement Restorations: Packables, Flowables and Others. Dent Update. 2000 Sep 2;27(7):326–36.

19. Cho E, Sadr A, Inai N, Tagami J. Evaluation of resin composite polymerization by three dimensional micro-CT imaging and nanoindentation. Dental Materials. 2011 Nov;27(11):1070–8.

20. Rodríguez HA, Kriven WM, Casanova H. Development of mechanical properties in dental resin composite: Effect of filler size and filler aggregation state. Materials Science and Engineering: C. 2019 Aug;101:274–82.

21. Alzraikat H, Burrow M, Maghaireh G, Taha N. Nanofilled Resin Composite Properties and Clinical Performance: A Review. Oper Dent. 2018 Jul 1;43(4):E173–90.

22. Lang BR, Jaarda M, Wang R -F. Filler particle size and composite resin classification systems. J Oral Rehabil. 1992;19(6):569–84.

23. Riva YR, Rahman SF. Dental composite resin: A review. AIP Conf Proc. 2019 Dec 10;2193.

24. Mulligan S, Hatton P V., Martin N. Resin-based composite materials: elution and pollution. Br Dent J. 2022 May 13;232(9):644–52.

25. Manojlovic D, Dramićanin MD, Lezaja M, Pongprueksa P, Van Meerbeek B, Miletic V. Effect of resin and photoinitiator on color, translucency and color stability of conventional and low-shrinkage model composites. Dental Materials. 2016 Feb;32(2):183–91.

26. Kowalska A, Sokolowski J, Gozdek T, Krasowski M, Kopacz K, Bociong K. The influence of various photoinitiators on the properties of commercial dental composites. Polymers (Basel). 2021 Nov 1;13(22).

27. Stansbury JW. Curing Dental Resins and Composites by Photopolymerization. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2000 Nov;12(6):300–8.

28. Fadul Ortiz JR, Molina Sánchez CA, Yáñez Meza EA, Luna LE. Profundidad de curado de resinas con diferentes fotoiniciadores polimerizadas con dos lámparas LED. Universitas Odontológica. 2008;27(59):15–22.

29. García Terra A. Decálogo de buenas prácticas para el uso y mantenimiento de las Unidades de Fotocurado LEDs. Odontoestomatologia. 2023 Jun 30;25(41).

30. Murray GA, Yates JL, Newman SM. Ultraviolet light and ultraviolet light-activated composite resins. J Prosthet Dent. 1981 Aug;46(2):167–70.

31. Jandt KD, Mills RW. A brief history of LED photopolymerization. Dental Materials. 2013 Jun;29(6):605–17.

32. Caughman W, Rueggeberg F, Curtis JJ. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. The Journal of the American Dental Association. 1995 Sep;126(9):1280–6.

33. Topcu FT, Erdemir U, Sahinkesen G, Yildiz E, Uslan I, Acikel C. Evaluation of microhardness, surface roughness, and wear behavior of different types of resin composites polymerized with two different light sources. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2010 Feb 2;92B(2):470–8.

34. Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. The Journal of the American Dental Association. 2002 Mar;133(3):335–41.

35. Lima RBW, Melo AM dos S, Dias J da N, Barbosa LMM, Santos JV do N, Souza GM De, et al. Are polywave light-emitting diodes more effective than monowave ones in the photoactivation of resin-based materials containing alternative photoinitiators? A systematic review. J Mech Behav Biomed Mater. 2023 Jul;143:105905.

36. Rocha MG, Roulet JF, Sinhoreti MAC, Correr AB, Oliveira D. Light Transmittance and Depth of Cure of a Bulk Fill Composite Based on the Exposure Reciprocity Law. Braz Dent J. 2021 Feb;32(1):78–84.

37. Price RB, Ferracane JL, Hickel R, Sullivan B. The light-curing unit: An essential piece of dental equipment. Int Dent J. 2020 Dec 1;70(6):407–17.

38. Watts DC, Kaiser C, O'Neill C, Price RB. Reporting of light irradiation conditions in 300 laboratory studies of resin-composites. Dental Materials. 2019 Mar;35(3):414–21.

39. Soares CJ, Rodrigues M de P, Oliveira LRS, Braga SSL, Barcelos LM, Silva GR da, et al. An Evaluation of the Light Output from 22 Contemporary Light Curing Units. Braz Dent J. 2017 Jun;28(3):362–71.

40. Almuallem Z, McDonnell S, Busuttil-Naudi A, Santini A. The Effect of Irradiation Distance on Light Transmittance and Vickers Hardness Ratio of Two Bulk-fill Resin-based Composites. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2016 Dec;24(4):203–14.

41. Kogan A, Kogan E, Haydeé D, Valdez G. Estudio comparativo de profundidad de curado y dureza entre dos sistemas de resina "bulk-fill" con dos tiempos de polimerización usando una lámpara de alta intensidad. Oral. 2016;17(54):1354–8.

42. Michaud PL, Price RBT, Labrie D, Rueggeberg FA, Sullivan B. Localised irradiance distribution found in dental light curing units. J Dent. 2014 Feb;42(2):129–39.

43. Al-Zain AO, Platt JA. Effect of light-curing distance and curing time on composite microflexural strength. Dent Mater J. 2021 Jan 25;40(1):202–8.

44. Aravamudhan K, Rakowski D, Fan PL. Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights. Dental Materials. 2006 Nov;22(11):988–94.

45. Leprince JG, Hadis M, Shortall AC, Ferracane JL, Devaux J, Leloup G, et al. Photoinitiator type and applicability of exposure reciprocity law in filled and unfilled photoactive resins. Dental Materials. 2011 Feb;27(2):157–64.

46. Shimokawa CAK, Turbino ML, Giannini M, Braga RR, Price RB. Effect of light curing units on the polymerization of bulk fill resin-based composites. Dental Materials. 2018 Aug 1;34(8):1211–21.

47. Barakah H. Effect of different curing times and distances on the microhardness of nanofilled resin-based composite restoration polymerized with high-intensity LED light curing units. Saudi Dental Journal. 2021 Dec 1;33(8):1035–41.

48. De León E, Teske AP, Pais B, Grazioli Pita G. Efecto de la intensidad de las unidades de fotopolimerización sobre la biocompatibilidad y resistencia a la flexión de una resina compuesta. Odontoestomatologia. 2022 Mar 15;24(40).

49. Ruiz-Peñarrieta M, Moyaho-Bernal M de los Á, Salazar-Vergara JA, Ramírez Ortega JP, Serrano de la Rosa LE, Rodríguez-Chávez JA, et al. Relationship between the polymerization distance of monowave and polywave light curing units and the irradiance and physical properties of dental resin-based composites. J Oral Sci. 2024;66(3):182–8.

50. Shimokawa CAK, Harlow JE, Turbino ML, Price RB. Ability of four dental radiometers to measure the light output from nine curing lights. J Dent. 2016;54:48–55.

51. Peutzfeldt A, Asmussen E. Resin Composite Properties and Energy Density of Light Cure. J Dent Res. 2005 Jul 11;84(7):659–62.

52. Beolchi RS, Moura-Netto C, Palo RM, Torres CRG, Pelissier B. Changes in irradiance and energy density in relation to different curing distances. Braz Oral Res. 2015;29(1):1–7.

53. Ilie N, Kreppel I, Durner J. Effect of radical amplified photopolymerization (RAP) in resin-based composites. Clin Oral Investig. 2014 May 1;18(4):1081–8.