

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Posgrados

**Efecto de la variación de los modos de exposición de una lámpara de
fotopolimerización LED de última generación sobre el grado de conversión
de diferentes resinas bulk fill**

Proyecto de investigación y desarrollo

Viviana María Rivas Ordóñez

Dr. Andrés Dávila Sánchez

Director de Trabajo de Titulación

Trabajo de titulación de posgrado presentado como requisito
para la obtención del título de Especialista en Rehabilitación Oral

Quito, 15 de diciembre del 2022

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

COLEGIO DE POSGRADOS

HOJA DE APROBACIÓN DE TRABAJO DE TITULACIÓN

Efecto de la variación de los modos de exposición de una lámpara de fotopolimerización LED de última generación sobre el grado de conversión de diferentes resinas bulk fill

Viviana María Rivas Ordóñez

Dr. Andrés Dávila Sánchez

Director del Trabajo de Titulación

Dra. Nancy Mena Córdova

Directora del Programa de Rehabilitación oral

Dra. Paulina Aliaga

Decana de la Facultad de Odontología

Hugo Burgos, PhD

Decano del Colegio de Posgrados

Quito, 15 de diciembre 2022

© DERECHOS DE AUTOR

Por medio del presente documento certifico que he leído todas las Políticas y Manuales de la Universidad San Francisco de Quito USFQ, incluyendo la Política de Propiedad Intelectual USFQ, y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo quedan sujetos a lo dispuesto en esas Políticas.

Asimismo, autorizo a la USFQ para que realice la digitalización y publicación de este trabajo en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en la Ley Orgánica de Educación Superior del Ecuador.

Nombre del estudiante: Viviana María Rivas Ordóñez

Código de estudiante: 00214768

C.I.: 0917494890

Lugar y fecha: Quito, 15 de diciembre de 2022.

ACLARACIÓN PARA PUBLICACIÓN

Nota: El presente trabajo, en su totalidad o cualquiera de sus partes, no debe ser considerado como una publicación, incluso a pesar de estar disponible sin restricciones a través de un repositorio institucional. Esta declaración se alinea con las prácticas y recomendaciones presentadas por el Committee on Publication Ethics COPE descritas por Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing, disponible en <http://bit.ly/COPETHeses>.

UNPUBLISHED DOCUMENT

Note: The following graduation project is available through Universidad San Francisco de Quito USFQ institutional repository. Nonetheless, this project – in whole or in part – should not be considered a publication. This statement follows the recommendations presented by the Committee on Publication Ethics COPE described by Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing available on <http://bit.ly/COPETHeses>.

DEDICATORIA

A mis padres y abuelitos que han sido parte de este camino y me han brindado su apoyo incondicional en todos los aspectos.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco primeramente a mi tutor de tesis por la paciencia y la ayuda brindada en este largo proceso. Agradezco también a mis padres y tíos por su apoyo emocional y económico y sobre todo por siempre apostar por mi educación. Por último, a mis compañeros y amigos que me permitieron conocer durante este tiempo, sin ustedes este proceso no hubiera sido el mismo.

RESUMEN

Objetivos: El presente estudio tuvo como objetivo determinar el efecto de dos diferentes modos de activación de luz (High o Turbo) sobre el grado de conversión de tres resinas bulk fill disponibles en el mercado en 5 diferentes profundidades, utilizando una unidad de fotopolimerización LED de última generación.

Materiales y métodos: Treinta cubos de resina compuesta de 5mm x 5 mm y 5mm de profundidad fueron obtenidos a partir de tres resinas bulk fill disponibles en el mercado: Tetric N Ceram Bulk Fill – TN; Filtek One Bulk Fill – FO; Opus Bulk Fill – OB (n=10). Cada una de las resinas bulk fill fue subsecuentemente dividida en dos grupos experimentales (n=5) de acuerdo con el modo de activación (High 1200 mW/cm² o Turbo 2000 mW/cm²) de una lámpara LED de última generación (Bluephase Style 20i, Ivoclar Vivadent). En cada probeta, la microdureza Vickers (VHN) fue medida en 5 regiones: Superficial y en profundidades de 1, 2, 3 y 4 mm a las 24 h de la fotopolimerización y después de la inmersión en alcohol absoluto durante 24 h. Los datos obtenidos fueron analizados estadísticamente mediante ANOVA de medidas repetidas de 3 vías, seguido de la prueba Bonferroni ($\alpha = 0.05$).

Resultados: Los grupos TN y FO no presentaron diferencias significativas entre los modos de exposición antes de inmersión al alcohol ($p < 0,05$). Sin embargo, después de la inmersión estos grupos presentaron diferencias significativas ($p > 0,05$). Por su parte OB no presentó diferencias significativas entre los modos high y turbo ni antes ni después de la inmersión en alcohol absoluto ($p < 0,05$). La inmersión en alcohol produjo una reducción de los valores de dureza, independientemente del tipo de resina y del modo de activación ($p > 0,05$). En relación a la dureza en profundidad, BO no presentó diferencias entre la superficie y las profundidades de 1, y 2mm ($p < 0,05$), e igualmente las profundidades 3 y 4mm en dichos grupos ($p < 0,05$) independientemente del modo de activación o inmersión en alcohol. En el grupo FO dicho

comportamiento fue observado entre las profundidades superficial y 1mm ($p<0.05$), 1mm y 2mm ($p<0.05$) y 3 y 4mm ($p<0.05$) cuando el modo Turbo fue utilizado.

Conclusiones: El uso de modos de activación rápidos con una lámpara LED de última generación puede modificar la dureza superficial, dependiendo del tipo de resina, pero no modifica la dureza de la resina en profundidades de hasta 4mm.

Palabras clave: resinas bulk fill, ley de reciprocidad, unidades de fotopolimerización, microdureza.

ABSTRACT

Objectives: The objective of this study was to determine the effect of two different light activation modes (High or Turbo) on the degree of conversion of three commercially available bulk fill composites at 5 different depths, using the latest generation LED light curing unit.

Materials and methods: Thirty 5 mm x 5 mm and 5 mm deep composite resin cubes were obtained from three commercially available bulk fill composites: Tetric N Ceram Bulk Fill – TN; Filtek One Bulk Fill – FO; Opus Bulk Fill – OB (n=10). Each of the bulk fill composites was subsequently divided into two experimental groups (n=5) according to the activation mode (High 1200 mW/cm² or Turbo 2000 mW/cm²) of a state-of-the-art LED light curing unit (Bluephase Style 20i, Ivoclar Vivadent). In each specimen, the Vickers microhardness (VHN) was measured in 5 regions: Superficial and at depths of 1, 2, 3 and 4 mm at 24 h after photopolymerization and after immersion in absolute alcohol for 24 h. The data obtained were statistically analyzed using 3-way repeated measures ANOVA, followed by the Bonferroni test ($\alpha = 0.05$).

Results: The TN and FO groups did not show significant differences between the modes of exposure before immersion in alcohol ($p < 0.05$). However, after immersion in these groups significant differences were observed ($p > 0.05$). On the other hand, OB did not present significant differences between the high and turbo modes neither before nor after immersion in absolute alcohol ($p < 0.05$). Alcohol immersion produced a reduction in hardness values, regardless of the type of resin and the activation mode ($p > 0.05$). Regarding to the hardness in depth, BO did not show differences between the surface and the depths of 1, and 2mm ($p < 0.05$), nor the depths 3 and 4mm in these groups ($p < 0.05$) regardless of the activation mode or immersion in alcohol. In the FO group, this behavior was observed between Superficial and 1mm ($p < 0.05$), 1mm and 2mm ($p < 0.05$) and 3 and 4mm ($p < 0.05$) depths when the Turbo mode was used.

Conclusions: The use of fast activation modes with a state-of-the-art LED light curing unit can modify the surface hardness, depending on the type of composite, but it does not modify the hardness of the composite in depths of up to 4mm.

Keywords: bulk fill resins, reciprocity law, photopolymerization units, microhardness

TABLA DE CONTENIDO

DEDICATORIA	4
AGRADECIMIENTOS	5
RESUMEN.....	6
ABSTRACT	8
1. INTRODUCCIÓN.....	14
2. JUSTIFICACIÓN	18
3. OBJETIVOS	19
3.1 Objetivo general	19
3.2 Objetivos específicos	19
4. HIPÓTESIS	20
5. REVISIÓN DE LA LITERATURA	21
5.1 Resinas compuestas	21
5.1.1 Composición de las resinas compuestas.....	22
5.2 Técnicas de colocación de resinas	30
5.2.1 Técnica incremental.	30
5.2.2 Técnica Bulk Fill.....	31
5.3 Polimerización	32
5.3.1 Creación de radicales libres.....	32
5.3.2 Inicio.....	32
5.3.3 Propagación.	32
5.3.4 Terminación.	33

5.4 Unidades de fotopolimerización	33
5.4.1 Luz ultravioleta.	34
5.4.2 Curado de luz visible.....	34
5.4.3 Luz halógena de cuarzo tungsteno (QTH).	34
5.4.4 Láseres de iones de argón.....	35
5.4.5 Luces de arco de plasma.....	35
6. METODOLOGÍA Y DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN	38
6.1 Tipo de estudio	38
6.2 Población y muestra	38
6.2.1 Población.	38
6.3 Grupos de estudio	38
6.4 Materiales	39
6.5 Procedimiento o metodología	40
6.5.1 Elaboración de las muestras.	40
6.5.2 Dureza Vickers antes y después de la inmersión en alcohol.....	44
6.6 Análisis estadístico	45
7. ANÁLISIS DE DATOS	46
7.1 Resultados	46
8. DISCUSIÓN	50
9. CONCLUSIONES	58
10. REFERENCIAS	59

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 - Resinas utilizadas en el estudio	39
Tabla 2 - Lámpara de fotocurado utilizada en el estudio: Bluephase Style 20i (Ivoclar Vivadent, Schaan, Leichtenstein).....	40
Tabla 3 - Materiales utilizados en el estudio.....	40
Tabla 4 - Tiempo y exposición radiante recibida por cada grupo experimental.....	41
Tabla 5- Promedio y desviación estándar de la Microdureza VHN superficial y en profundidades antes y después de la inmersión en alcohol de la resina Tetric N Ceram Bulk Fill	47
Tabla 6 - Promedio y desviación estándar de la Microdureza VHN superficial y en 4 profundidades antes y después de la inmersión en alcohol de la resina Filtek One Bulk Fill .	48
Tabla 7 - Promedio y desviación estándar de la Microdureza VHN superficial y en 4 profundidades antes y después de la inmersión en alcohol de la resina Opus Bulk Fill.....	48
Tabla 8 - Relación top/ bottom.....	49

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.	3 de las muestras en una base de acrílico	42
Figura 2.	Muestras siendo cortadas en 2 partes iguales.....	43
Figura 3.	Muestras adheridas a una loseta para luego ser embutidas con acrílico rosado... 43	
Figura 4.	Muestras embutidas sin pulir.....	43
Figura 5.	Indentación de las muestras por el microdurómetro Vickers	44
Figura 6.	Presentación del diseño del estudio.....	45

1. INTRODUCCIÓN

Las restauraciones directas son procedimientos realizados frecuentemente en la práctica clínica.

Para esto, diferentes materiales han sido empleados, siendo las resinas compuestas las más utilizadas actualmente (Lynch et al., 2014). Basados en la necesidad de los pacientes que acuden a consulta odontológica y el volumen del mercado, se ha calculado que más de 500 millones de restauraciones son realizadas cada año en el mundo y de estas, 261 millones son hechas con materiales resinosos directos (Zöchbauer, 2011). Estos materiales poseen mecanismos adhesivos que permiten obtener uniones estables con los tejidos dentales a largo plazo (Cenci M, 2005), haciendo de este material una opción accesible y duradera para la confección de restauraciones posteriores (Opdam NJ, 2007) (Da Rosa Rodolpho PA, 2011).

Por esta razón, las restauraciones directas de resina fotoactivada son el tratamiento de primera elección para restauraciones posteriores (Nascimento et al., 2013). Sin embargo, estas presentan ciertas limitaciones por lo que, durante los últimos 25 años, los fabricantes han variado su composición con la finalidad de facilitar su manejo, sus propiedades mecánicas (Borgia et al., 2019) y principalmente permitir una disminución del tiempo operatorio. En este sentido, la contracción volumétrica de estos materiales causada durante el proceso de fotopolimerización, ha sido uno de los problemas más comunes que se ha intentado resolver, ya que los efectos de dicha contracción en cavidades amplias podrían derivar en microfiltración marginal (Davidson & Feilzer, 1997), dificultades en la adhesión (Loguercio et al., 2004), manchamiento marginal (Sarrett, 2005) y generación de alto estrés de polimerización (Kramer, 1954), el mismo que puede manifestarse clínicamente a través de una alta deflexión cusplídea (Davidson et al., 1984) lo que aumentaría el riesgo de fractura de dientes con cavidades extensas (Moorthy et al., 2012) y en algunos casos podría generar sensibilidad postoperatoria (Tantbirojn et al., 2004).

Para evitar los efectos indeseables resultantes de la contracción polimérica de las resinas, la técnica incremental, en la que se colocan capas de resina compuesta de 2 mm (Sakaguchi, 1992) (Ferracane, 2011), ha sido recomendada con el fin de disminuir los dichos efectos; no obstante, esta genera inconvenientes como la incorporación de espacios (gaps) (Abbas et al., 2003), un mayor tiempo operatorio, dificultad para colocar incrementos en pequeñas cavidades (Besegato et al., 2019) y aumenta el riesgo de contaminación entre capas (Alshali et al., 2015) (Van Ende et al., 2017), lo que podría resultar en una disminución de sus propiedades y por ende, de su vida útil (Besegato et al., 2019).

Debido a los inconvenientes decorrentes del uso de la técnica incremental, las resinas bulk fill (RBF) fueron concebidas como una alternativa simplificada para la restauración de dientes posteriores. Estas resinas son indicadas para su colocación en un único incremento de 4 a 5 mm (Van Ende et al., 2017), permitiendo así la reducción de tiempos operatorios (Moharam et al., 2017) y en consecuencia una menor probabilidad de fallas. Para la fotopolimerización adecuada de las resinas bulk fill en tales profundidades, algunas de las estrategias utilizadas por los fabricantes han consistido en la reducción de la cantidad de partícula de relleno y a su vez el aumento del tamaño de estas, además el porcentaje de contenido orgánico ha sido modificado (Ilie N, 2013) y el aumento de su translucidez con el objetivo de permitir un mayor paso de la luz.(Flury, 2014). Así mismo, para optimizar su fotoactivación se han empleado diferentes fotoiniciadores alternativos con el objetivo de garantizar la polimerización completa de un único incremento de resina (Issa et al., 2016). Estudios previos han demostrado la eficacia de la polimerización de las resinas bulk fill en profundidades de aproximadamente 4 mm (Bucuta & Ilie, 2014) (Alshali et al., 2015) (Fronza BM, 2015) así como también propiedades mecánicas similares a las de las resinas convencionales. Sin embargo, una revisión sistemática reciente (Van Ende et al., 2017) ha

recomendado la polimerización de dichos materiales por tiempos mayores a los indicados por los fabricantes, con el objetivo de alcanzar sus máximas propiedades.

Las unidades de fotocurado de luz emitida por diodos (LED) actuales, conocidas como polywave, abarcan un amplio espectro y son utilizadas para activar todos los fotoiniciadores actualmente disponibles en la composición de los materiales fotopolimerizables, inclusive los presentes en las resinas bulk fill (Jandt KD, 2013). Las unidades más modernas poseen modos de activación de alta potencia que permiten un tiempo de exposición corto, con el objetivo de atender a las demandas de ahorro de tiempo clínico (Rencz A, 2012) (Price, 2018). Pese a esto, el concepto de reciprocidad matemática de tiempo de curado vs. irradiancia no es aplicable en todos los casos (Hadis et al., 2011) y dadas las nuevas propuestas de activación con altas irradiancias en períodos cortos de tiempo para las resinas bulk fill más modernas (Ilie & Watts, 2020) (Par et al., 2020), la eficacia de dichos modos ha generado dudas en relación con su efectividad y como resultado que produzcan restauraciones con propiedades físico-mecánicas adecuadas. Un estudio previo (Besegato et al., 2019) evaluó el uso de 2 protocolos de activación (durante 20 s a 1000 mW/cm^2 y durante 6 segundos a 3200 mW/cm^2) en tres resinas bulk fill resultando una mayor contracción de las muestras y menor dureza en la parte más profunda con el protocolo de 6s en comparación con la activación durante 60 segundos comprometiendo las propiedades mecánicas de los materiales utilizados. Contrariamente, en otro estudio (Par et al., 2020) se fotoactivaron 5 resinas bulk fill (3 de alta viscosidad y 2 fluidas) y 2 resinas convencionales (1 fluida y 1 de alta viscosidad) durante 3 segundos a 3440 mW/cm^2 y durante 10 segundos a 1340 mW/cm^2 . En este estudio se observó una disminución en la dureza de las resinas fluidas, mientras que en las resinas de alta viscosidad la microdureza no se vio afectada, demostrando así que la composición de los materiales podría tener más influencia en las propiedades mecánicas que el protocolo de fotopolimerización en sí.

Con la constante aparición de nuevas marcas comerciales de resinas de incremento único RBF, los efectos de la polimerización en diferentes modos de activación continúan siendo un tópico de investigación relevante, considerando las nuevas composiciones y recomendaciones de los fabricantes. En consecuencia, el efecto de la activación de las resinas bulk fill en períodos de exposición cortos utilizando modos de potencia altos sobre el grado de conversión de dichos materiales nuevos, podrían afectar el desempeño de las restauraciones realizadas con la técnica de incremento único. Por lo tanto, el objetivo de este estudio fue evaluar la dureza antes y después de la inmersión en alcohol de 3 resinas bulk fill con una unidad de fotopolimerización LED utilizada en distintos modos de potencia y tiempos de exposición y su influencia en las propiedades mecánicas. Las hipótesis nulas de este estudio fueron que: 1) no habría diferencias significativas en la dureza superficial y en profundidades entre el modo high y turbo, 2) los valores de microdureza no presentarían diferencias significativas entre antes y después de la inmersión al alcohol y 3) no habría diferencias entre los valores de microdureza de la superficie y a cada milímetro de profundidad

2. JUSTIFICACIÓN

El uso de resinas bulk fill produce restauraciones en menor tiempo, con menor estrés de polimerización, disminuyendo la contaminación y la formación de burbujas entre capa y capa. Por el contrario, en la técnica incremental realizada con resinas compuestas convencionales, la contracción de polimerización y el tiempo clínico prolongado que conlleva, son una de sus mayores desventajas. Actualmente la mayoría de los materiales dentales como las resinas, sistemas adhesivos, unidades de fotopolimerización, entre otros buscan la minimización de protocolos con el fin de ahorrar tiempo y sobre todo de evitar fallas durante el proceso, por esto el uso de resinas bulk fill representa una alternativa rápida y efectiva para restaurar piezas dentarias posteriores. Sin embargo, para la polimerización de estas resinas se requieren de lámparas de fotocurado que produzcan una fotopolimerización completa de la restauración de manera homogénea, principalmente en grandes profundidades. Actualmente estas unidades presentan modos de activación cortos con aumento de la potencia radiante.

Por lo tanto, con este estudio se busca establecer si existen diferencias entre los protocolos de fotocurado y si los mismos logran la polimerización completa del único incremento de resina para lograr un grado de conversión alto que pueda promover las propiedades mecánicas óptimas de las resinas bulk fill. Esto podría traducirse en restauraciones posteriores longevas y que sean capaces de soportar cargas masticatorias, y los desafíos clínicos inherentes a las restauraciones posteriores. Además, el establecimiento de un protocolo de fotocurado confiable podría ayudar a reducir el tiempo operatorio y los fracasos de las restauraciones en clínica, beneficiando al clínico y al paciente.

3. OBJETIVOS

3.1 Objetivo general

- Evaluar la microdureza y profundidad de polimerización de 3 resinas bulk fill con una unidad de fotopolimerización LED utilizada en distintos modos de potencia y tiempos de exposición y su influencia en las propiedades mecánicas.

3.2 Objetivos específicos

- Determinar el grado de conversión de manera indirecta a través del uso de VHN de los materiales utilizados en este estudio antes de la inmersión en alcohol.
- Determinar el grado de conversión de manera indirecta a través del uso de VHN de los materiales utilizados en este estudio después de la inmersión en alcohol.
- Identificar el modo de exposición que permite una mejor profundidad de polimerización de las resinas bulk fill estudiadas.

4. HIPÓTESIS

Las hipótesis nulas de este estudio fueron que: 1) no habría diferencias significativas en la dureza superficial y en profundidades entre el modo high y turbo, 2) los valores de microdureza no presentarían diferencias significativas entre antes y después de la inmersión al alcohol y 3) no habría diferencias entre los valores de microdureza de la superficie y a cada milímetro de profundidad.

5. REVISIÓN DE LA LITERATURA

5.1 Resinas compuestas

Las resinas compuestas son materiales ampliamente utilizados en odontología tanto como material restaurativo, material de reconstrucción de muñones, para cementación de prótesis fijas, sellar fosas y fisuras, fabricar restauraciones indirectas, como sellador endodóntico, entre otros (Ferracane, 2011). Su uso se remonta al año de 1962, con la introducción por parte de Bowen del Bis GMA (Bisfenol glicidil metacrilato), monómero que optimizó las propiedades físicas de las resinas acrílicas (Bowen, 1963) las cuales se caracterizaban por una alta contracción a la polimerización ocasionando caries secundaria, decoloración de las resinas y reacciones pulpares (Hedegard, 1955). Esta molécula unió las mejores características tanto de la resina acrílica, como de la resina epoxi, debido a que está formada en su parte central por una resina epoxi, sin embargo, sus terminaciones fueron sustituidas por grupos metacrilato dándole características favorables como una baja contracción a la polimerización, alto peso molecular y rápida polimerización (Bowen, 1962). En sus inicios estos materiales se polimerizaban químicamente, por consiguiente, requerían de un catalizador ocasionando inconvenientes tales como falta de estabilidad de color, dificultad en lograr proporciones homogéneas y problemas con la mezcla. Por este motivo, en 1970, se desarrollaron materiales que logran el proceso de polimerización través de su exposición a radiación electromagnética utilizando luz ultravioleta, pero debido a los efectos dañinos y la falta de polimerización completa, se optó por el uso de fuentes de luz visible las cuales se utilizan hasta la actualidad (Hofmann et al., 2002).

Desde su invención hasta la actualidad, las resinas compuestas han sido modificadas un sinnúmero de veces con la finalidad de optimizar tanto sus propiedades físicas y estéticas, así como una mejorar su manipulación y consistencia para una mejor aplicación por parte de los clínicos.

5.1.1 Composición de las resinas compuestas.

Son llamadas resinas compuestas ya que están conformadas por lo menos por dos materiales químicamente diferentes, de modo que estos materiales se encuentran constituidos por una matriz orgánica, relleno inorgánico y aglutinante o agente de unión (Reis, 2021).

5.1.1.1 Matriz orgánica.

Esta está conformada por monómeros mono, di o tri funcionales, inhibidores, modificadores de color y un sistema de iniciación de polimerización por radicales libres (Hervas-Garcia et al., 2006).

Monómeros.

Conforman principalmente la matriz orgánica y su función se basa en formar una masa que reemplace los tejidos dentarios perdidos. Los monómeros presentes en las resinas están formados por dimetacrilatos aromáticos y alifáticos. El bis GMA y el UDMA (dimetacrilato de uretano) son monómeros de alto peso molecular, mientras que el TEGMA (dimetacrilato de trietilenglicol) y EGDMA (dimetacrilato de etilenglicol) son de bajo peso molecular; dato importante ya que se considera que a menor peso molecular mayor será la contracción (Tong, 1997).

Bis GMA.

Desarrollada por Bowen con el objetivo de reducir problemas de contracción a la polimerización de las resinas acrílicas autopolimerizables (Soderholm & Mariotti, 1999). Este es el monómero más utilizado en la composición de las resinas compuestas (Gajewski VE, 2012) y se encuentra formado por anillos de fenilo en la parte central y dos grupos hidroxilos que producen alta viscosidad de 700 Pa.s y mayor absorción de agua (Kusy, 1991). Entre sus ventajas está reducción de la contracción a la polimerización a un 5,2% (Durner J, 2015) y la capacidad de formar enlaces cruzados y no enlaces lineales durante la polimerización (Soderholm & Mariotti, 1999). Debido a su alta viscosidad se utiliza en conjunto con

monómeros de bajo peso molecular como el EGDMA y TEGDMA para una fabricación y manipulación mejorada (Patnaik A, 2016), además, por su baja flexibilidad es un monómero de bajo grado de conversión a temperatura ambiente (Asmussen, 1977).

La mezcla de monómeros diluyentes y Bis GMA puede afectar tanto positiva como negativamente las propiedades mecánicas de las resinas compuestas. Debido a que los monómeros diluyentes son de bajo peso molecular, el bis GMA permite la incorporación de partículas de relleno y una más alta conversión de monómeros a polímeros. Por el contrario, a causa su alto peso molecular de 512,59 (Kusy, 1991), el bis GMA presenta menor contracción a la polimerización, por lo tanto, la incorporación de monómeros de baja viscosidad a las resinas compuestas afecta negativamente aumentando el grado de contracción por polimerización.

UDMA.

Con el objetivo de obtener un monómero de menor viscosidad, el UDMA fue desarrollado por Foster y Walker en 1974. Este es una Bis GMA libre de hidroxilo y del anillo de fenol, por tanto, es más flexible y tenaz, además, por ser un material menos viscoso ha sido utilizado en reemplazo total o parcial del Bis GMA en algunas resinas compuestas (Polydorou O, 2009).

Las resinas compuestas a base de UDMA presentan mayor grado de conversión y velocidad de polimerización, sin embargo, cuando estas son utilizadas con Bis EMA presentan menor movilidad, baja reactividad y bajo grado de conversión (Polydorou O, 2009).

Bis EMA.

Similar al Bis GMA, pero hidrófobo, además, hay una ausencia de grupos hidroxilos los que son reemplazados con una especie epoxi. Esta es una molécula de viscosidad baja, absorción de agua y contracción de polimerización disminuida que es utilizada como diluyente en reemplazo de TEGDMA (Durner J, 2015).

TEGDMA.

Monómero de bajo peso molecular (186,3) y de cadena larga con dos grupos metacrilatos funcionales en terminales similar al bis GMA, sin embargo, al ser una molécula larga tiene menor viscosidad. Este se utiliza como monómero diluyente en conjunto con Bis GMA permitiendo una mejor manipulación y la adición de particular de relleno que en conjunto producen una red tridimensional que aumenta las propiedades mecánicas y químicas de las resinas compuestas. Entre sus desventajas el TEGDMA tiene mayor absorción al agua y bajas propiedades mecánicas (Kumar, 2015).

Sistema de Silorano.

Se introdujo en las resinas P90 de 3M ESPE (Magno MB, 2016) y actualmente está presente en resinas Filtek Silorane LS de la misma casa. Esta se caracteriza por un menor grado de contracción y mejores propiedades mecánicas, además, tienen menor absorción de agua. Una de sus desventajas es la poca compatibilidad con otros productos a base de metacrilato, por lo que es necesario sistemas adhesivos del mismo sistema monomérico (Magno MB, 2016), asimismo, investigaciones han demostrado que no se produce menor tensión de contracción en comparación con otros composites (Marchesi et al., 2010).

Monómero TDC uretano.

Molécula de baja viscosidad (Kurokawa et al., 2007) presente en la resina Venus Diamond de Kulser el cual produce menor estrés de contracción a la polimerización y según el fabricante no es necesario la incorporación de monómeros diluyentes que producen altas tasas de contracción (Marchesi et al., 2010) (Ilie & Hickel, 2011).

DX- 511.

Monómero desarrollado por Dupont (EE. UU.) para las resinas compuestas Kalore de GC la que se caracteriza por menor contracción de polimerización que el Bis GMA (Maseki T,

2010) (Platt J, 2010), sin embargo, también tiene mayor absorción de agua y expansión radial si es comparada con resinas a base de silorano (Wei Y, 2010).

Dimetacrilato de glicerofosfato (GPDM).

Monómero ácido que forma parte en varios sistemas adhesivos, también está presente en la formulación de dos resinas fluidas, Vertise Flow (Kerr) y Fusio Liquid Dentin (Pentron clinical) con el objetivo de generar adhesión mecánica y probablemente química con los tejidos dentarios. Estas resinas flow están indicadas para restauraciones pequeñas o también como liner (Ferracane, 2011).

Monómeros a base de ácido dimérico.

Presente en la resina nanohíbrida N'Durance de Septodont, estos tienen mayor peso molecular y menor viscosidad en comparación con monómeros de dimetacrilatos como el Bis GMA y UDMA. Se caracterizan también por su alta flexibilidad y módulo de elasticidad bajo (Ilie & Hickel, 2011).

Ormocer.

Consiste en una cerámica modificada orgánicamente en ausencia de los tradicionales monómeros de metacrilato, está presente en resinas de la casa Voco, Degussa y Dentsply Sirona y es compatible con productos a base de metacrilatos (Monsarrat et al., 2017). Entre sus especificaciones presenta menores tasas de desgaste, contracción de polimerización similar a las resinas híbridas, pero con menor cantidad de relleno, además, tiene un coeficiente de expansión térmica similar a la estructura dentaria (Cattani-Lorente M, 2001).

5.1.1.2 Matriz inorgánica.

La matriz inorgánica de las resinas compuestas está conformada por partículas de relleno que varían en su forma, dimensión y composición química (Hervas-Garcia et al., 2006). Estas

aumentan las propiedades mecánicas de las resinas y con su adición reducen la cantidad de matriz orgánica y sus ya mencionadas desventajas como la contracción de polimerización, sorción al agua y alto coeficiente de expansión térmica (Reis, 2021). Con el paso del tiempo las partículas de carga han ido evolucionando con respecto a su tamaño.

Tamaño de partículas.

Los **macrorellenos**, considerados como la primera generación, tenían un tamaño de 10 a 50 μm , por ello, el pulido era deficiente y ocasionó resultados estéticos desfavorables, asimismo, por su considerable tamaño producían alto grado de desgaste (Ferracane, 2011).

Para mejorar el resultado estético las partículas de **microrelleno** fueron desarrolladas con un tamaño de partícula de ≈ 40 nm y lograron mejoras en el pulido y desgaste, sin embargo, presentaban menor resistencia debido a la baja carga de relleno (Bayne et al., 1994).

Como solución a los problemas mecánicos y estéticos ocasionados por las generaciones de relleno previas, se fabricaron **resinas híbridas** con tamaños de partículas macro de 10 a 50 μm y micro de 40 nm. Posteriormente estas evolucionaron gracias a los avances en la molienda con tamaños de partículas micro de 0,4 a 1 μm más partículas macro de 40 nm conocidas como **microhíbridas** (Bayne et al., 1994), estas son consideradas resinas universales ya que por sus propiedades favorables en pulido y resistencia pueden ser utilizadas tanto para el sector anterior como el posterior (Ilie & Hickel, 2009).

Las **nanopartículas** por su parte permiten excelentes propiedades estéticas debido a que se puede lograr un buen pulido y a su vez tienen excelentes propiedades de desgaste. Estas tienen un tamaño de partícula de 5 a 100 nm y debido a su alta energía superficial pueden unirse o aglomerarse con otras partículas. Además, varias investigaciones han informado que las nanopartículas aumentan la resistencia a la flexión, fractura y adhesión al tejido (Ferdous SF, 2013).

A menor tamaño de la partícula mejores resultados estéticos y menor probabilidad de biodegradación del material con el paso del tiempo, menor contracción y deflexión cuspléa y consecuentemente menos presencia de fisuras en el esmalte que a su vez pueden provocar cambios de color, sensibilidad postoperatoria, entre otros. En cambio, la presencia de partículas de mayor tamaño es necesaria para mayor captación de la luz en el proceso de fotopolimerización (Meyer GR, 2003).

Composición química.

Las partículas de relleno generalmente están compuestas por dióxido de silicio, sin embargo, también se han empleado silicatos de boro y silicatos de litio y aluminio. El cuarzo es sustituido en algunas formulaciones por partículas de zirconio, bario, estroncio, aluminio o zinc que, además, le confieren radiopacidad a la resina compuesta (Xu, 1999) dándole a la resina compuesta cargas de hasta 79,5% (Gerald S, 2003).

Cuarzo.

Partícula de 12 μm que fue utilizada como relleno inorgánico debido a su alta dureza y resistencia mecánica. Clínicamente esto ocasionaba dificultad de corte por ello no se obtenía buen pulido, tenían alto coeficiente de expansión térmica (Reis, 2021) y la radiopacidad deficiente (Willems et al., 1991).

Sílice.

Se obtiene mediante 2 procesos químicos: pirolíticos o de precipitación. Proveen a las resinas compuestas altos resultados en el pulido dejando una superficie lisa, esto se debe a que tienen un tamaño reducido y baja dureza. Entre sus desventajas están la ausencia de radiopacidad y la dificultad en la inclusión de altos porcentajes de esta dentro de la matriz ya que tienen un área superficial relativamente extensa por volumen (Tyas, 1989).

Vidrio.

Partículas de menor tamaño (6 μm) utilizadas actualmente reemplazando al cuarzo por presentar menor dureza y radiopacidad, pueden ser de vidrio de bario o estroncio que son las más comunes, aunque también son utilizadas partículas de vidrio flúor, de silicato de aluminio, trifloruro de iterbio y zirconia, entre otras. Se obtienen mediante un proceso de trituración, dando como resultado partículas de distintos tamaños (0,1 a 5 μm) (Reis, 2021).

5.1.1.3 Agente de unión.

Su función es unir químicamente las partículas de relleno a la matriz inorgánica, por lo tanto, es necesario moléculas bifuncionales y anfóteras, entre estas se encuentra el silano, titanatos y zirconatos. Esta unión química además es importante porque produce una distribución equitativa de tensiones cuando la resina está sometida a cargas masticatorias, por lo consiguiente, si esta unión química es deficiente, la concentración de las tensiones ocurre en la interfase matriz- relleno provocando fisuras en la matriz y desprendimiento de las partículas que a su vez ocasiona espacios permitiendo el paso de fluidos y acelerando la degradación de la resina. Estas también aumentan la resistencia al desgaste, degradación hidrolítica, estabilidad del color y pulido (Reis, 2021)

El zirconato se utiliza para superficies que no contienen hidroxilo reactivo y genera adhesión entre la matriz orgánica y partículas de zirconio (Cheng H, 2014) (Sugerman, 1993). El titanato une la matriz orgánica con el relleno por medio de la coordinación de protones evitando la formación de vacíos (Bose S, 2005). El silano ha sido utilizado por más de 50 años como agente de acoplamiento entre partículas de relleno y la matriz inorgánica, este permite la unión de rellenos a base de cuarzo, dióxido de silicio, vidrios de silicato y vidrio eléctrico ya que tiene una estructura similar mediante siloxano y enlaces de hidrogeno.

5.1.1.4 Fotoiniciadores.

El proceso de fotopolimerización se inicia por la presencia tanto de un fotoiniciador los cuales absorben los fotones de la luz y se forman radicales libres en presencia de activadores, estos radicales libres producen una reacción de polimerización convirtiendo monómeros en polímeros (Stansbury, 2000). La canforoquinona, uno de los fotoiniciadores más utilizados, es un polvo de color amarillo con amplio rango de absorbancia de 360 a 510 nm y absorbancia máxima a 468 nm en espectros de luz visible (Pratap B, 2019) por lo que pueden fotopolimerizarse rápidamente bajo luz ambiental (Ikemura K, 2010), por otra parte, al oxidarse durante la polimerización se produce una decoloración por su color amarillento (Pratap B, 2019), por este motivo se han desarrollado fotoiniciadores como PPD (1-fenil-1,2-propanodiona) (Park YJ, 1999), Lucirin TPO (óxido de monoacilfosfina), Irgacure 819 (óxido de bisacilfosfina) e Ivocerin que son de colores más claros (Schneider LF, 2008) (Gan et al., 2018).

El Ivocerin, desarrollado por Ivoclar Vivadent, es un derivado de dibenzoil germanio que no necesita la presencia de co-iniciadores o aceleradores adicionales y absorbe tanto el espectro violeta, como el espectro azul (Santini et al., 2013), también se caracteriza por sintetizarse con relativa facilidad, tiene baja citotoxicidad y no es mutagénico (Moszner N., 2009). El TPO es un fotoiniciador con un espectro de absorción que va desde 380nm hasta 425nm aproximadamente (Santini et al., 2013), este absorbe la luz visible del espectro violeta y es bastante útil en tonos extra blancos de resinas compuestas, además presenta mayor grado de conversión (Miletic & Santini, 2012) y estabilidad del color si es comparado con CQ/ AT (Arikawa H, 2009). El PPD tiene un espectro de absorbancia que se extiende desde menos de 350 nm hasta 490 nm aproximadamente y está presente en cementos resinosos de fotocurado (Santini et al., 2013).

5.1.1.5 Co- iniciadores.

Estos son utilizados para acelerar el proceso de polimerización por la transferencia de protones y electrones generando radicales iniciadores. DMAEMA está conformado por un grupo metacrilato, por lo que es más compatible ya que ayuda a la polimerización en conjunto con monómeros. La DMTP es uno de los más utilizados, pero es tóxico debido a una masa molecular más baja (Dunnick JK, 2014) (Ge X, 2015).

5.2 Técnicas de colocación de resinas

5.2.1 Técnica incremental.

Utilizada con resinas compuestas convencionales debido a la contracción del material y a la profundidad de polimerización limitada la cual no permite incrementos mayores a 2 mm y que como efecto de la polimerización se produce una contracción del material (Ferracane, 2011). Esta técnica reduce el estrés de contracción cuando se disminuye el volumen del material y cada incremento es compensado por el siguiente incremento, de esta forma se reduce los posibles daños de la contracción de polimerización (Veeramachaneni C, 2017).

Entre las técnicas incrementales están la técnica de estratificación horizontal colocando capas menores de 2mm, se ha reportado que esta técnica aumenta el factor C. En técnica de capas oblicuas los incrementos se colocan en forma de cuña reduciendo el factor de configuración (Spreafico RC, 2000). En la técnica vertical los incrementos son colocados en este sentido a partir de una pared ya sea esta vestibular o lingual; como ventaja esta reduce el espacio de la pared gingival y consecuentemente la sensibilidad postoperatoria y caries secundaria. La técnica de capas estratificada permite la colocación de resinas esmalte y dentina, así como de translucidez para un mejor resultado estético colocando diferentes cromas presentes en un diente (Klaff, 2001). Para clases II de Black se puede utilizar la técnica de acumulación centrípeta en la que se utilizan bandas matrices delgadas y cuñas de madera para lograr puntos de contacto firmes evitando así el uso de bandas transparentes; en esta técnica primero se crea una cara proximal delgada y luego se restaura con una técnica horizontal (Coli P, 1993).

5.2.2 Técnica Bulk Fill.

Se caracteriza por su colocación en un único incremento de 4 y hasta 5 milímetros; estas fueron desarrolladas para evitar inconvenientes presentes en la técnica incremental con resinas compuestas. Debido a la poca profundidad de polimerización de resinas convencionales estas son colocadas en incrementos de 2 mm, sin embargo, esto aumenta el tiempo de trabajo clínico, hay posibilidad de errores en el procedimiento y puede presentarse contaminación entre capas o incluso posibles espacios entre incrementos, por lo tanto, las resinas bulk fill reducen el tiempo de trabajo y la sensibilidad a la técnica. Estos se presentan en alta viscosidad y baja viscosidad o fluidos, además pueden ser únicamente de fotopolimerización o polimerización dual (Chesterman et al., 2017).

5.2.2.1 Bulk Fill de baja viscosidad.

Son compuestos fluidos de fotopolimerización que poseen menor cantidad de relleno, también son llamados de base ya que se recomienda un recubrimiento superficial de estos con resinas convencionales por su resistencia al desgaste y dureza reducida. Esta técnica es conocida como técnica de bloque de dos pasos (Van Ende et al., 2017).

5.2.2.2 Bulk fill de alta viscosidad.

Estas, por el contrario, no necesitan un recubrimiento con resina convencional y pueden colocarse en incrementos de más de 3 mm ideales para dientes tratados endodónticamente (Chesterman et al., 2017).

5.2.2.3 Resinas bulk fill con activación sónica.

Desarrollada con la finalidad que el compuesto fluya dentro de la cavidad, Kerr utiliza la vibración ultrasónica en su resina bulk fill de alta viscosidad Sonic Fill 2 para que esta se convierte en fluida, combinando los beneficios de las resinas bulk fill de alta y baja viscosidad. A través de una pieza de mano que produce energía sónica, la resina condensable de alta carga (83,5%) cambia su viscosidad durante su colocación, cuando la vibración cesa, esta vuelve a

ser altamente viscosa para que pueda ser moldeada, permitiendo una mejor adaptación a las paredes de la cavidad (Kerr, 2016) (Chesterman et al., 2017).

5.3 Polimerización

Los monómeros presentes en las resinas compuestas están formados por un grupo vinilo, es decir, por un enlace doble de carbono - carbono que por medio de un enlace covalente se une a un grupo metilo a los cuales se les puede agregar grupos de sustitución proporcionando diferentes características (Rueggeberg et al., 2017).

5.3.1 Creación de radicales libres.

La energía presente en el grupo vinilo del metacrilato se encuentra comprimida y requiere de su liberación para que este se pueda unir a otros grupos metacrilato presentes en las resinas. Para la activación y liberación de dicha energía, es necesario una fuente de energía externa sea este calor, algún agente químico o radiación. La especie se convierte en un radical libre en busca de otro electrón para compartir su órbita y formar un enlace covalente (Rueggeberg et al., 2017).

5.3.2 Inicio.

El radical libre viaja a través de un medio resinoso hacia el enlace doble de carbono-carbono de un monómero y al encontrarse se produce el inicio de la polimerización. El radical libre se une a uno de los 4 electrones que forman el doble enlace carbono - carbono y ahora se produce un enlace covalente entre el radical libre y un átomo de carbono convirtiendo al enlace doble en un enlace simple. El electrón adicional en el átomo de carbono más externo se convierte en una especie de radical libre y va en busca de otro enlace doble de carbono (Rueggeberg et al., 2017).

5.3.3 Propagación.

El nuevo radical libre viaja en busca de zonas ricas en electrones para crear nuevos enlaces covalentes y así ir formando una red polimérica que agrega nuevas unidades

monoméricas a la vez. Durante el proceso hay un aumento en la velocidad de la polimerización, sin embargo, con el aumento de la viscosidad de las resinas por la continua incorporación de monómeros a la cadena se produce una desaceleración de la polimerización (Rueggeberg et al., 2017).

5.3.4 Terminación.

Esta puede ocurrir por una menor concentración de monómeros disponibles, porque la difusión de radicales libres se dificulta debido al cambio de la consistencia de la matriz de resina (pasa de ser similar al gel para luego ser parecido a un vidrio) o por el choque de dos extremos radicales formando un enlace covalente entre ellos y deteniendo la adición de nuevos monómeros (Rueggeberg et al., 2017).

5.4 Unidades de fotopolimerización

Las unidades de fotopolimerización son parte fundamental del proceso de polimerización, gran parte de las propiedades físicas, biocompatibilidad y éxito clínico dependerán de este proceso (Cadenaro M, 2019). Actualmente es común que, por un deficiente conocimiento de su funcionabilidad, los clínicos adquieran lámparas de polimerización de dudosa calidad y esperen que la fotopolimerización sea eficaz y adecuada (Price et al., 2020). Un estudio publicado en el año 2017 reportó que el 14.5% de los odontólogos no realizó mantenimiento regular de su unidad de fotocurado (Kopperud SE, 2017), por lo tanto, el conocimiento de su funcionamiento, salida radiante, longitud de onda de luz correcto es necesario ya que las resinas pueden parecer correctamente fotopolimerizadas en su superficie, pero es imposible para el clínico evaluarlas profundamente (Price et al., 2020).

Estas lámparas han evolucionado con el paso del tiempo desde las primeras lámparas de curado UV (luz ultravioleta), hasta la luz emitida por diodos (LED) de tercera generación.

5.4.1 Luz ultravioleta.

Introducidas en los 70, estaban formadas por una varilla de cuarzo con una fuente de mercurio a alta presión y proporcionaban una longitud de onda de 365 nm (Lienhard, 1973). Para esta época se utilizó el compuesto de tipo eter del benzoína como fotoiniciador presente en resinas (Stansbury, 2000) y se necesitaba de una exposición del hasta 60s para obtener resultados aceptables (Murray GA, 1981). Estas presentaron desventajas como capacidad limitada de penetrar dentro del material (Gonser, 1980), además, de preocupantes daños al ojo humano como quemaduras de la córnea o cataratas y cambios en la microflora oral (Main C, 1983).

5.4.2 Curado de luz visible.

El uso de canforquinona (CQ) como fotoiniciador y de amina terciaria como co-iniciador permitió la fotopolimerización por medio de luz visible (Stansbury, 2000). Estas unidades estaban formadas por una fuente de luz de cuarzo tungsteno y halógeno, un vidrio absorbente de calor y un filtro que permitía el paso de longitudes de onda entre 400 a 550 nm necesarias para activar la CQ (Rueggeberg, 1999). Los incrementos de hasta 2 mm fueron posibles utilizando un tiempo de exposición de 40 a 60 segundos (Linden, 1993), no obstante, la retina se vio afectada causando ardor y posible degeneración macular. A partir de esto, se popularizó el uso de bloqueadores azules para proteger la visión del operador y poder observar directamente el campo de trabajo para un mejor paso de la luz (Croll, 1987).

5.4.3 Luz halógena de cuarzo tungsteno (QTH).

Desarrolladas en la década de los 90 (Albers, 1996) y con valores de salida que variaron de un promedio de 400 a 500 mW / cm² hasta un extremo de 3000 mW / cm² (Stansbury, 2000), las QTH constan de un ventilador que enfría el reflector, filtros y una bombilla en la que hay gas halógeno y un filamento de tungsteno (Rueggeberg, 2011) que se vuelve incandescente cuando la electricidad pasa sobre él liberando átomos en la superficie y como consecuencia,

energía electromagnética, sin embargo, cuando la corriente cesa, el gas halógeno vuelve a depositar los átomos de tungsteno en la superficie del filamento (Rueggeberg, 1999). Al igual que con las lámparas de luz visible, los incrementos de resina de 2 mm necesitan de un tiempo de exposición de 40 a 60 segundos (Caughman WF, 1995), además, el depósito de humedad o agentes de limpieza en el reflector es uno de sus inconvenientes, opacando su superficie y reduciendo la cantidad de luz emitida, asimismo, son aparatos bastante ruidosos (Rueggeberg, 2011) y hasta el 70% de la energía puede convertirse en calor, solo el 10% en luz visible y tan solo el 0.5 a 2 % es luz azul útil (Shortall AC, 2016).

5.4.4 Láseres de iones de argón.

El blanqueamiento dental es un procedimiento que se popularizó en los 90 y con ello impulsó la creación de nuevos fotoiniciadores como en Irgacure y Lucirin TPO caracterizándose por tonos mucho más claros a diferencia de la canforoquinona de color amarillo. Esto indujo el desarrollo de nuevas unidades de fotopolimerización que activen los nuevos fotoiniciadores y para optimizar los resultados del blanqueamiento (Stansbury, 2000). Los láseres de iones de argón prometían alta irradiancia y cortos tiempos de exposición inferiores a 10 segundos entregando energía eléctrica a átomos específicos dentro de la unidad, no obstante, estas son caras, no son portátiles, tienen un espectro de emisión estrecho y no funcionan con baterías (Price, 2018).

5.4.5 Luces de arco de plasma.

Se caracterizaban por un tiempo de exposición de 3 a 5 segundos y alta irradiancia. Su funcionamiento se producía a partir de dos electrodos de tungsteno rodeados de gas xenón originando un medio conductor de electricidad, constaban también de un filtro óptico que evitaba la emisión de radiación no deseada y luz infrarroja. Actualmente no son populares debido a su alto costo, tamaño y a que no son portables (Rueggeberg, 1999)

5.4.6 Luz emitida por diodos (LED).

Estas son fuentes de luz semiconductoras que emiten fotones en presencia de corriente eléctrica. Para que estas funcionen existen 2 sustratos semiconductores: el cátodo con exceso de electrones y el ánodo donde no hay suficientes electrones. Cuando hay presencia de corriente eléctrica los electrones del cátodo pasan y caen en agujeros presentes en el ánodo liberando energía y un fotón de luz (Jandt KD, 2013). El color azul característico de la luz LED depende del material semiconductor, los cuales están fabricados mediante una mezcla de nitruro de galio y nitruro de indio que, en proporciones adecuadas, permite coincidir el espectro de emisión de las LED y las longitudes de onda de excitación de los fotoiniciadores presentes en las resinas (Price, 2018). Estas son livianas y portables, se pueden utilizar con baterías, no requieren del uso de filtros, además tienen una vida útil prolongada (Jandt KD, 2013)

5.4.6.1 Luces LED de primera generación.

Constaba de múltiples focos LED de lámparas de 5mm de emisión de luz única con una longitud de onda que estaba en el rango de máxima absorción de la canforquinona, sin embargo, estas no fotopolimerizaban resinas fabricadas con fotoiniciadores alternativos de longitud de onda corta (Rueggeberg, 2011), adicionalmente, no generaban calor por la baja potencia radiante que las caracterizaba (Price, 2018) y las baterías eran de níquel cadmio (NiCd) de poco rendimiento (Rueggeberg FA, 2005).

5.4.6.2 Luces LED de segunda generación.

El uso de múltiples focos LED fue reemplazado por almohadillas LED emisoras de área de superficie pequeña que aumentan la potencia radiante y cantidad de fotones emitidos dentro del rango de absorción de la canforquinona (Rueggeberg, 2011), de igual forma, activan el fotoiniciador Ivocerin. No obstante, estas tampoco activan fotoiniciadores alternativos como Lucirin TPO por su potencia radiante espectral menor de 420 nm (Moszner N., 2009). Con una mayor potencia radiante también hubo un aumento de la temperatura por lo que se utilizaron disipadores de calor de metal o ventiladores a fin de reducir el calor emitido y evitar daños en

el chip; las baterías de NiCd fueron reemplazadas por pilas de níquel metalhidruro (NiMH) (Rueggeberg, 2011).

5.4.6.3 Luces LED de tercera generación o Polywave.

La introducción de fotoiniciadores alternativos para evitar o reducir el uso de la CQ se dio debido a su tono amarillo característico que impide la fabricación de resinas de tonos más claros o translúcidos (Rueggeberg, 2011); el Lucirin TPO se caracteriza por un color menos amarillo, pero requiere de una longitud de onda más corta y cercana a la luz violeta, por este motivo se agregaron a las luces LED azules emisores LED adicionales. Cada almohadilla LED adicional provoca un rango estrecho diferente de longitudes de onda que generalmente es azul o violeta, produciendo una amplia gama espectral que permite la activación de los diferentes fotoiniciadores presentes en resinas y sistemas adhesivos (Price, 2018)

6. METODOLOGÍA Y DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

6.1 Tipo de estudio

Este estudio será de tipo in vitro experimental. Es in vitro ya que no se realizarán pruebas en humanos sino en especímenes de resina que serán sometidos a diferentes pruebas que se describirán posteriormente.

6.2 Población y muestra

6.2.1 Población.

La población estará constituida por cubos de resina bulk fill con dimensiones de 5 mm de altura, 5 mm ancho y 5 mm de espesor caracterizadas por superficies lisas e íntegras evitando la presencia de burbujas y fisuras.

6.3 Grupos de estudio

Los grupos experimentales de estudio se dividieron de acuerdo con la marca de resina bulk fill a utilizar, la irradiancia de la lámpara de fotocurado y el tiempo de fotopolimerización al que las muestras serán expuestas.

Grupo TNH: 5 muestras de resina Tetric N- Ceram Bulk Fill (TN) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Leichtenstein,) fotopolimerizadas en modo high (H)

Grupo TNT: 5 muestras de resina TN fotopolimerizadas en modo turbo (T)

Grupo FOH: 5 muestras de resinas Filtek One Bulk Fill (FO) (3M ESPE, St Paul, MN, USA) fotopolimerizadas en modo H.

Grupo FOT: 5 muestras de resinas FO fotopolimerizadas en modo T.

Grupo OBH: 5 muestras de resinas Opus Bulk Fill (OB) (FGM, Joinville, SC, Brasil) fotopolimerizadas en modo H.

Grupo OBT: 5 muestras de resinas OB fotopolimerizadas en modo T.

6.4 Materiales

Tabla 1- Resinas utilizadas en el estudio

Resina	Fabricante/ Lote	Composición	Tiempo y potencia recomendada	Tono
Tetric N Ceram Bulk Fill (TN)	Ivoclar Vivadent, Schaan, Leichtenstein. LOT Z00V27	Dimetacrilatos, partículas de vidrio de bario, prepolímero, fluoruro de iterbio, óxidos mixtos, aditivos, catalizadores, estabilizantes y pigmentos. Tamaño de las partículas de 0.04 a 3 μm . Partículas de carga: 75- 77 % en peso (53-55 % en volumen)	10s con potencia de 1200 mW/cm^2 o 5s con potencia de 2000 mW/cm^2	IVA
Filtek One Bulk Fill (FO)	3M ESPE, St Paul, MN, USA. LOT NC73450	AFM, AUDMA, UDMA y 1, 12-dodecadeniol-DMA. Relleno de silica no aglomerado / no agregado de 20 nm, relleno de zirconia aglomerado / no agregado de 4 a 11 nm y un relleno de clusters de zirconia / silica, trifloruro de iterbio. Partículas de carga: 76,5 % en peso (58,5 % en volumen)	20s con luces LED con potencia de 1000 a 2000 mW/cm^2	A1
Opus Bulk Fill (OB)	FGM, Joinville, SC, Brasil LOT 080121	Monómeros, estabilizantes, fotoiniciadores y coiniciadores de uretanodimetacrílico, dióxido de silicio silanizado, estabilizantes y pigmentos, sistema de iniciación APS. Partículas de carga: 79 % en peso	40s con potencia de 750 hasta 1000 mW/cm^2 o 30s con potencia de 1000 a 2000 mW/cm^2	A1

Tabla 2- Lámpara de fotocurado utilizada en el estudio: Bluephase Style 20i (Ivoclar Vivadent, Schaan, Leichtenstein)

Modos	Tiempos de activación	Irradiancia	Exposición radiante
High	20s	1200 mW/cm ²	24 J/cm ²
High	10s	1200 mW/cm ²	12 J/cm ²
Turbo	5s	2000 mW/cm ²	10 /cm ²

Tabla 3- Materiales utilizados en el estudio

• Molde fresado PMMA	• Espátula de resina
• 2 losetas de vidrio	• Bandas Mylar
• Gasas	• Agua destilada
• Acrílico rosado	• Vaso Dappen
• Espátula de Lecron	• Tubo PVC cortado
• Cianoacrilato	• Pinza algodoner
• Marcador	• Guantes
• Pinza algodoner	• Cinta doble faz
• Filtro	• Envase de vidrio
• Alcohol absoluto (Ferrek, LOT604D28122)	• Papel de carburo silicio en granos de 600, 1000, 1500, 2000 y 2500

6.5 Procedimiento o metodología

El diseño del estudio se muestra en la Fig 6.

6.5.1 Elaboración de las muestras.

Treinta muestras de resina fueron elaboradas utilizando un molde fresado de PMMA (Besegato et al., 2019) de 5 mm de profundidad, ancho y alto con el objetivo de obtener especímenes con las mismas dimensiones. TN, FO y OB fueron insertadas dentro de del molde con la ayuda de una espátula de resina Thompson no. 1 (Thompson Dental Products, Houston, TX, EE. UU.), dicho molde se asentó sobre una loseta de vidrio que se utilizó como base, luego se colocó una tira Mylar sobre el molde y sobre la resina no polimerizada, con el objetivo de inhibir el contacto de la muestra con oxígeno durante la polimerización (Comba et al., 2020) y se eliminaron excesos de material presionando otra loseta de vidrio sobre el molde.

Posteriormente, se fotoactivaron las muestras con una unidad de fotopolimerización Bluephase Style 20i (Ivoclar Vivadent, Schaan, Leichtenstein). Cinco de las muestras de cada resina fueron activadas en modo high (H) siguiendo las indicaciones del fabricante, mientras que, las cinco muestras restantes de cada resina se fotocuraron empleando el modo turbo (T) aumentando el número de activaciones y segundos cronométricamente hasta alcanzar la exposición radiante proporcionada en el modo high. Por último, se colocó la punta de la lámpara directamente sobre la tira Mylar fotopolimerizandolas durante el tiempo y la potencia establecidos y se retiraron las muestras del molde. El tiempo de exposición, número de activaciones y exposición radiante de cada grupo se muestra en la tabla 1.

Tabla 4- Tiempo y exposición radiante recibida por cada grupo experimental

Grupo	TNH (n=5)	TNT (n=5)	FOH (n=5)	FOT (n=5)	OBH (n=5)	OBT (n=5)
Tiempo	1	1	1	2	1	3
	activación	activación	activación	activaciones	activación	activaciones
	de 10s	de 5s	de 20s	de 5s y 2s	de 20s y 1	de 5s y 3s
				adicionales	de 10s	adicionales

				a 2000 mW/ cm ²		a 2000 mW/cm ²
Exposición radiante	12 J/cm ²	10 J/cm ²	24 J/cm ²	24 J/cm ²	36 J/cm ²	36 J/cm ²

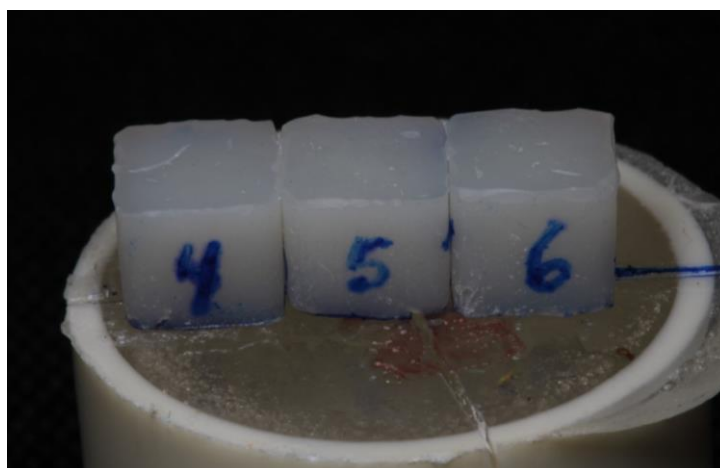


Figura 1. 3 de las muestras en una base de acrílico

Los especímenes fueron colocados dentro de una incubadora de aire caliente húmedo (IN30, Memmert, Schwabach, Alemania) durante 24 horas y a 37° C para la evaluación del efecto de polimerización posterior a la irradiación (Comba et al., 2020). Pasado este tiempo, las muestras fueron llevadas a la cortadora de precisión (Buelher, Isomet 1000, Lake Bluff, IL, USA) utilizando un disco de 4" *0.012" *0.5" (LapMaster, Chicago, USA) a 300 rpm dividiéndolas en dos mitades, para luego embutirlas dentro de una sección de tubo PVC que con la ayuda de acrílico rápido quedaron fijadas dentro de dicho tubo; todo esto se hizo con el objetivo de exponer tanto la parte más superficial que estuvo en contacto con la luz de la lámpara, así como la profundidad de la muestra a 1, 2, 3 y 4 mm (Alshali et al., 2015).

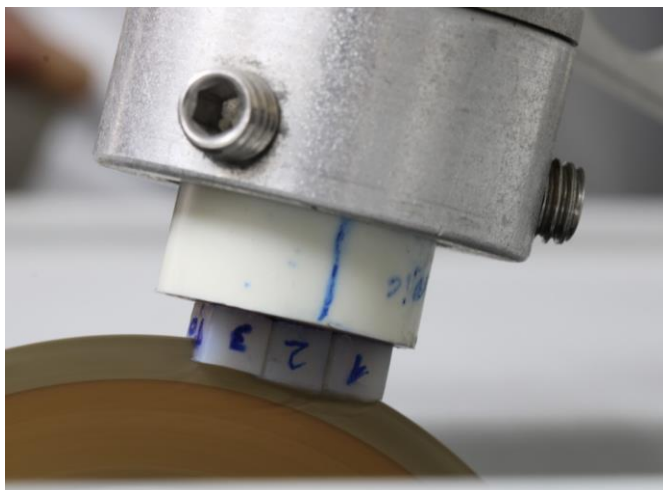


Figura 2. Muestras siendo cortadas en 2 partes iguales

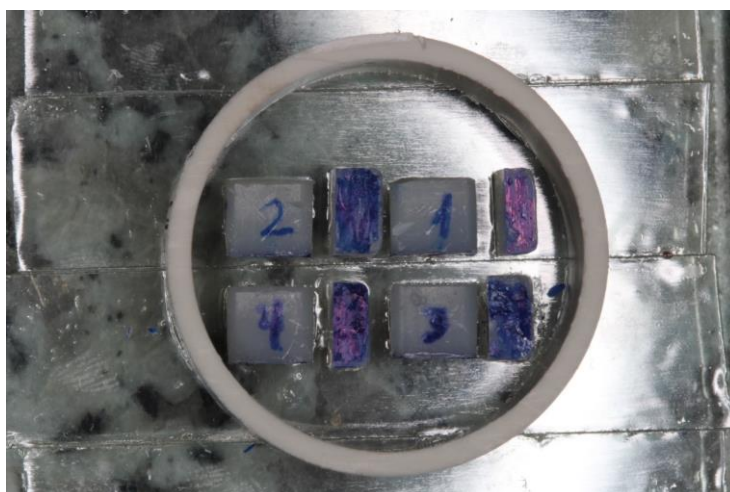


Figura 3. Muestras adheridas a una loseta para luego ser embutidas con acrílico rosado

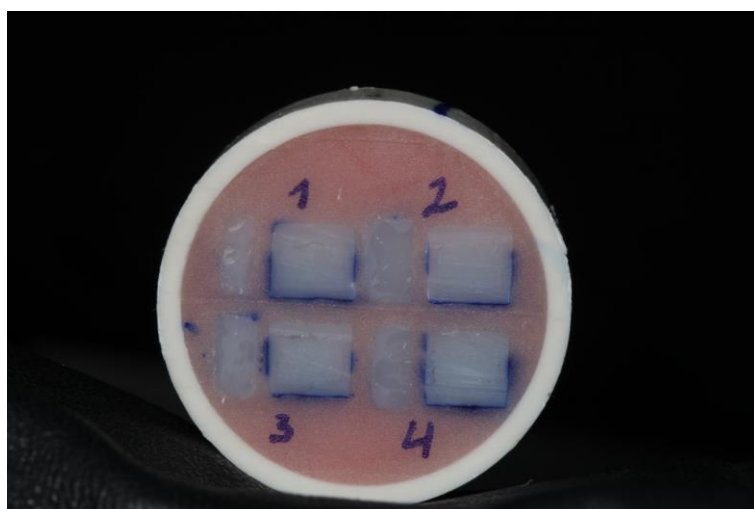


Figura 4. Muestras embutidas sin pulir.

Una vez embutidas, las muestras fueron pulidas con papel de lija de carburo de silicio en granos de 600, 1000, 1500, 2000 y 2500 y con fieltro deslizándolas 60 veces sobre cada una de ellas y siguiendo una única dirección. Finalmente se realizó un baño ultrasónico durante 4 minutos concluyendo con el proceso de pulido (Comba et al., 2020).

6.5.2 Dureza Vickers antes y después de la inmersión en alcohol.

La dureza Vickers (VHN) fue medida con un microdurómetro de la marca Shimadzu (G20 series, Kyoto, Japon) con una carga de 200 gr. (1.96 N)(Kelic et al., 2016) durante 15 segundos; primero en la parte más superficial de las muestras realizando 3 indentaciones, como de la profundidad realizando igualmente 3 indentaciones por cada milímetro de profundidad (a 1, 2, 3, 4 milímetros) (Alshali et al., 2015).

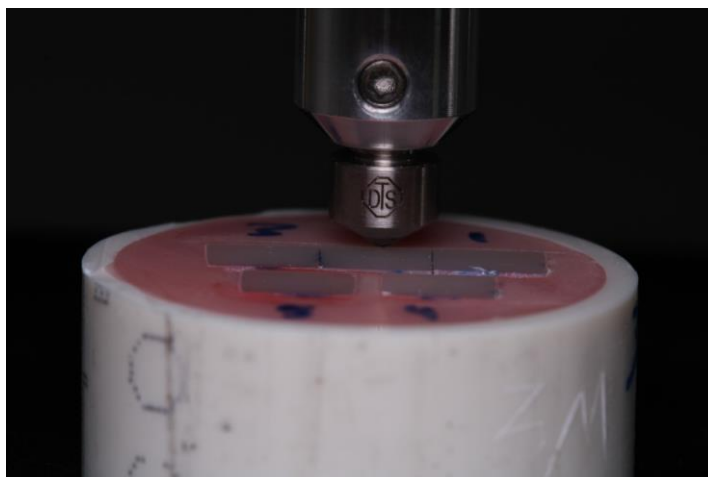


Figura 5. Indentación de las muestras por el microdurómetro Vickers

Una vez indentada la muestra, la diagonal horizontal y vertical marcadas se midieron para que el microdurómetro proporcione el valor de microdureza. El valor de microdureza se obtuvo mediante el promedio de las dos diagonales marcadas por cada indentación utilizando la siguiente fórmula (ISO, 2018):

$$D_m = (D_1 + D_2) / 2$$

Y la microdureza con:

$$HV = 1,854 * fuerza / D_m^2$$

El promedio aritmético de los 3 valores de microdureza por cada milímetro fue calculado para ser utilizado en el análisis estadístico y la profundidad de la polimerización se evaluó correlacionando la dureza de la superficie de abajo hacia arriba.

Luego, las treinta muestras fueron almacenadas en alcohol absoluto durante 24 horas a temperatura ambiente y nuevamente se midió la microdureza de la superficie y a cada milímetro de profundidad. Al igual que la microdureza previo a la inmersión en alcohol, se obtuvo el valor de microdureza y se realizó el promedio aritmético de los 3 valores por cada milímetro para realizar el análisis estadístico.

6.6 Análisis estadístico

Los datos obtenidos fueron analizados estadísticamente mediante ANOVA de medidas repetidas de 3 vías (Profundidad vs Modo de Activación vs Inmersión), seguido de la prueba de Bonferroni, ($\alpha = 0.05$) dentro de cada producto. No se realizaron comparaciones entre resinas.

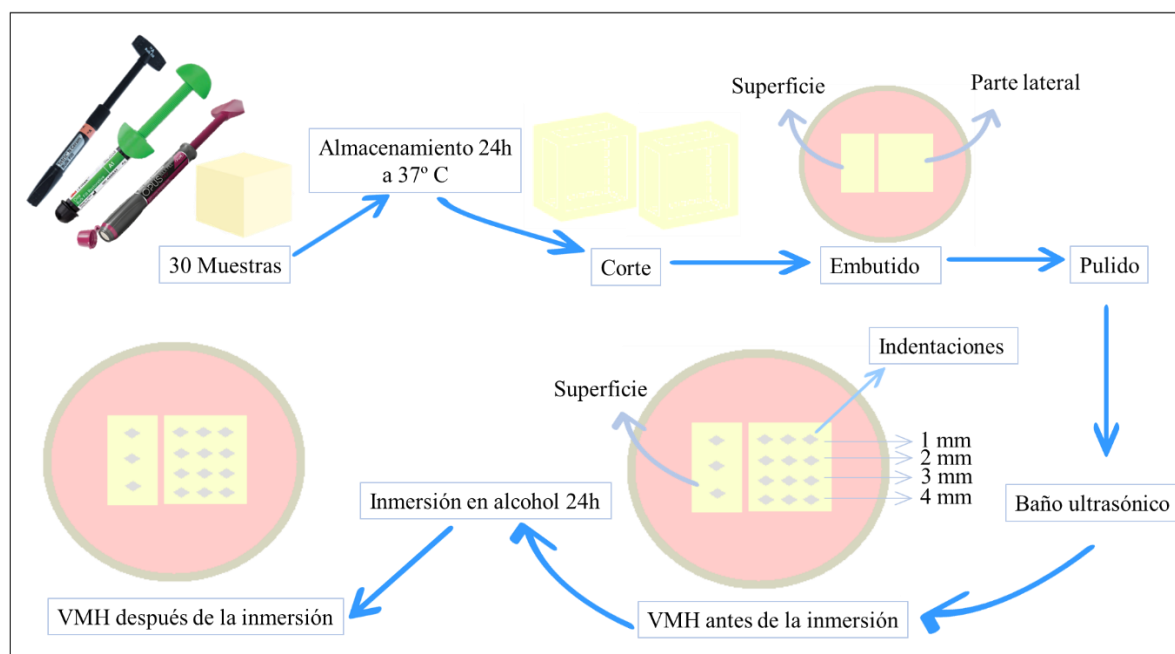


Figura 6. Presentación del diseño del estudio

7. ANÁLISIS DE DATOS

7.1 Resultados

Los valores promedio de microdureza y sus desviaciones estándar con los materiales probados antes y después de la inmersión en alcohol a 0, 1, 2, 3, 4 mm se muestran en las tablas 5, 6 y 7 y la proporción top/bottom en la tabla 8.

Entre el modo high y turbo antes de la inmersión, ni TN ni OB mostraron diferencias significativas ($p < 0.05$) a ningún mm de profundidad. Por el contrario, FO únicamente presentó diferencias significativas ($p > 0.05$) en la parte superficial comparando los dos modos de activación.

Antes de la inmersión en alcohol, TN tuvo diferencias significativas ($p > 0.05$) de la microdureza entre cada milímetro de profundidad en los modos high y turbo. FO mostró diferencias significativas ($p > 0.05$) entre la superficie, a 1 y 2 mm en el modo high, mientras que en el modo turbo no hubo diferencias significativas ($p < 0.05$) entre la superficie y a 1 mm al igual que OB que no presentó diferencias significativas ($p < 0.05$) entre la superficie a 1 y 2 mm en ninguno de los dos modos de activación.

Entre antes y después de la inmersión, la resina TN, mostró diferencias significativas ($p > 0.05$) a 0,1,2,3,4 mm en el modo turbo. En cambio, entre los modos high antes y después de la inmersión no hubo diferencias significativas ($p < 0.05$). FO tampoco presentó diferencias significativas ($p < 0.05$) entre antes y después de la inmersión en el modo high, sin embargo, hubo diferencias significativas ($p > 0.05$) entre el modo turbo antes y después de la inmersión a 1 mm de profundidad. Por su parte, OB no presentó diferencias significativas ($p < 0.05$) entre antes ni después de la inmersión en ninguno de los dos modos de activación.

Después de la inmersión TN mostró diferencias ($p > 0.05$) significativas entre cada milímetro de profundidad en los dos modos de activación. FO presentó diferencias significativas ($p > 0.05$) entre la superficie, a 1 y 2 mm en el modo high. En el modo turbo, FO

presentó diferencias significativas ($p>0.05$) entre la superficie y a 1mm, entre 1 y 2mm, entre 2 y 3mm y entre 3 y 4mm. En cambio, OB no mostró diferencias significativas ($p<0.05$) entre la superficie y a 1 mm en los dos modos de activación.

Tabla 5 - Promedio y desviación estándar de la Microdureza VHN superficial y en profundidades antes y después de la inmersión en alcohol de la resina Tetric N Ceram Bulk Fill

24 h	Top	1mm	2mm	3mm	4mm
High (SD)	63.8 (2.5) Aa	59.6 (1.0) Ab	57.6 (0.6) Ac	56.9 (2.2) Ad	52.3 (2.4) Ae
Turbo (SD)	62.8 (2.2) Aa	59.9 (1.0) Ab	58.1 (1.8) Ac	54.9 (1.4) Ad	51.6 (2.8) Ae
Después de la inmersión					
High (SD)	50.5 (2.2) Aa*	48.2 (1.6) Ab*	44.5 (0.9) Ac*	41.5 (2.3) Ad*	38.3 (1.4) Ae
Turbo (SD)	48.0 (1.1) Ba*	43.9 (0.9) Bb*	41.2 (0.8) Bc*	37.6 (1.0) Bd*	36.3 (1.5) Be*

Las medias seguidas de letras diferentes (letras mayúsculas: dentro de la columna; minúsculas: dentro de la fila) son significativamente diferentes ($P<0.05$). Las medias seguidas de asterisco tras la inmersión son significativamente diferentes de las de 24 h ($p<0,05$)

Tabla 6 - Promedio y desviación estándar de la Microdureza VHN superficial y en 4 profundidades antes y después de la inmersión en alcohol de la resina Filtek One Bulk Fill

24 h	Top	1mm	2mm	3mm	4mm
High (SD)	75.1	73.0	70.8	70.0	68.5
	(1.1) Aa	(0.8) Ab	(0.5) Ac	(1.4) Acd	(1.1) Ad
Turbo (SD)	70.1	69.0	68.2	67.7	67.2
	(2.0) Ba	(1.6) Aab	(1.5) Abc	(0.8) Abc	(1.2) Ac

Después de la inmersión

High (SD)	69.8	65.5	62.8	61.5	60.4
	(1.8) Aa*	(1.6) Ab*	(1.7) Ac*	(2.8) Acd*	(1.3) Ad*
Turbo (SD)	69.0	65.0	64.1	64.0	61.7
	(1.9) Ba*	(1.1) Bab*	(1.8) Abc*	(1.6) Acd*	(1.2) Ad*

Las medias seguidas de letras diferentes (letras mayúsculas: dentro de la columna; minúsculas: dentro de la fila) son significativamente diferentes ($P < 0.05$). Las medias seguidas de asterisco tras la inmersión son significativamente diferentes de las de 24 h ($p < 0,05$)

Tabla 7- Promedio y desviación estándar de la Microdureza VHN superficial y en 4 profundidades antes y después de la inmersión en alcohol de la resina Opus Bulk Fill

24 h	Top	1mm	2mm	3mm	4mm
High (SD)	61.6	59.8	58.8	57.7	54.4
	(1.5) Aa	(1.2) Aa	(1.0) Aa	(1.3) Ab	(1.3) Ac
Turbo (SD)	61.8	60.3	58.9	57.3	54.9
	(2.3) Aa	(2.6) Aa	(3.2) Aa	(2.8) Ab	(2.9) Ac

Después de la inmersión

High (SD)	50.4	48.4	46.8	42.8	40.7
	(0.3) Aa*	(2.6) Aa*	(1.2) Ab*	(2.5) Ac*	(1.5) Ad*
Turbo (SD)	49.2	46.3	44.8	42.5	38.0
	(3.1) Aa*	(3.1) Aa*	(3.2) Ab*	(2.4) Ac*	(3.2) Ad*

Las medias seguidas de letras diferentes (letras mayúsculas: dentro de la columna; minúsculas: dentro de la fila) son significativamente diferentes ($P < 0.05$). Las medias seguidas de asterisco tras la inmersión son significativamente diferentes de las de 24 h ($p < 0,05$)

Tabla 8- Relación top/ bottom

Grupos	Top	4mm	Top/ bottom ratio
TNH	63.80	52.3	82.0 %
TNT	62.80	51.6	82.2 %
FOH	75.10	68.5	91.2 %
FOT	70.10	67.2	95.9 %
OBH	61.60	54.4	88.3 %
OBT	61.80	54.9	88.8 %

8. DISCUSIÓN

En este estudio se evaluó si dos modos diferentes de potencia y tiempo de exposición de una lámpara de fotocurado afectaban a la dureza superficial y en profundidad de tres resinas bulk fill utilizando la microdureza como un método indirecto para predecir el grado de conversión de forma relativa (Ferracane, 1985).

La primera hipótesis nula de este estudio, que establece que no habría diferencias significativas en la dureza superficial y en profundidades entre el modo high y turbo, fue parcialmente aceptada porque entre los dos modos de activación, TN y OB no presentaron diferencias significativas ni en la superficie ni en profundidades antes de la inmersión en alcohol, a excepción de FO el cual presentó diferencias significativas en la superficie. Sin embargo, todos los grupos cumplieron con la profundidad de polimerización del 80% (Bouschlicher MR, 2004) (Moore et al., 2008) mostrando que la ley de reciprocidad funcionó en estas resinas.

(Rocha MG, 2021) evaluó la profundidad de polimerización en resinas bulk fill con alta irradiancia y tiempo de exposición corto mostrando resultados similares con el actual, sin embargo, otros estudios han mostrado resultados opuestos (Sadeghyar et al., 2020) (Daugherty et al., 2018) (Par et al., 2020). En lo que si ha coincidido la literatura es que el concepto de energía total depende de la exposición radiante, la viscosidad del material y los fotoiniciadores presentes en las resinas (Neumann MG, 2005). Se ha establecido que la reciprocidad de la exposición es admitida únicamente cuando la exposición radiante utilizada durante el proceso de fotopolimerización está en nivel requerido o por encima de este (Palagummi et al., 2020), por lo tanto, para realizar el presente estudio, la exposición radiante fue calculada de acuerdo con lo pedido por el fabricante de cada resina y todas las resinas fotopolimerizadas en modo high y turbo cumplieron con esta condición.

Otro requerimiento para una adecuada polimerización con el uso de alta potencia en tiempos de exposición cortos es la viscosidad del material la cual depende de los monómeros utilizados y el porcentaje de partículas de relleno (Hadis et al., 2011). (Palagummi et al.) concluyó que el alto porcentaje de partículas de relleno (75%) y la mayor proporción de monómeros de alto peso molecular validan la reciprocidad contraria a porcentajes de relleno inorgánico de 50% o 30% y menor cantidad de monómeros viscosos, en donde la reciprocidad no se cumplió, por lo tanto, es de esperarse que las resinas utilizadas en este estudio tengan altos porcentajes de relleno y monómeros de altas viscosidad como el Bis GMA o UDMA en altas proporciones: TN contiene de 75 a 77% por peso, FBO el 76.5% y OB el 79%. En cuanto a los monómeros utilizados el Bis-GMA está presente en la TN, mientras que FO está compuesta por UDMA y monómeros patentados por la marca y OB posee UDMA aunque su cantidad y proporción dentro de la matriz polimérica no son especificadas por ninguno de los fabricantes.

Al estar ligado el funcionamiento de la reciprocidad de exposición con los componentes de las resinas, el tipo de fotoiniciador utilizado también representa un factor importante. Específicamente los de tipo Norish I, no necesitan de un coiniador para producir radicales libres, sino más bien estos se generan por la división de la molécula fotoiniciadora (Neumann MG, 2006) y además absorben la luz del espectro violeta (Neumann MG, 2006). Algunas de las resinas bulk fill utilizan la canforoquinona o la combinación de esta con los de tipo I como fotoiniciadores con el propósito de mejorar la profundidad de polimerización y a su vez reducir el tono amarillento, asimismo, la combinación de estos dos aprovecha las longitudes de onda largas y cortas presentes en las unidades de fotopolimerización polywave y consigue una polimerización más rápida sin reducir la irradiación (Miller GA, 2002) (O'dian, 2004).

OB posee un sistema de polimerización avanzada (APS) que combina diferentes fotoiniciadores y una pequeña cantidad de canforoquinona, aumentando la profundidad de

polimerización y el grado de conversión, que, según el fabricante, se pueden realizar en incrementos de hasta 5 mm, no obstante, este sistema se encuentra patentado por la marca y no se conocen específicamente sus componentes. Por otra parte, la resina FO contiene CQ como fotoiniciador, sin embargo, se han incluido dentro de su composición monómeros de metacrilato patentados que permiten una mayor profundidad de polimerización y a su vez menor estrés de polimerización, entre estos están el dimetacrilato de uretano aromático de alto peso molecular (AUDMA) que según la marca, reduce la cantidad de grupos reactivos que a su vez disminuyen la contracción volumétrica y la rigidez de la matriz, otro de sus componentes es el AFM (Monómeros por adición/ fragmentación) que se caracteriza por la fragmentación durante el proceso de polimerización para aliviar el estrés, sin embargo, estos fragmentos pueden volver a polimerizarse, pero con menor grado de estrés. En cuanto a TN, esta contiene el fotoiniciador Ivocerin a base de germanio que tiene un alto coeficiente de absorción con su máximo de rango de longitud de onda entre 370 a 460 nm.

La segunda hipótesis nula establece que los valores de microdureza no presentarían diferencias significativas entre antes y después de la inmersión al alcohol dependiendo del modo de activación, la cual fue parcialmente aceptada debido a que TNH, FOH, OBH y OBT no presentaron diferencias significativas entre antes y después de la inmersión en la superficie y a profundidad. Pese a esto, TNT presentó diferencias significativas a 0, 1, 2, 3 y 4 mm entre antes y después de la inmersión y FOT únicamente presentó diferencias a 1mm entre antes y después de la inmersión.

Es razonable que después de la inmersión en alcohol absoluto haya una marcada disminución de la microdureza (Giorgi, 2014) por la eliminación de estructuras lineales dentro la red polimérica las cuales son más susceptibles al reblandecimiento frente a solventes como el alcohol. Esto se debe a que la red polimérica con presencia de estos enlaces se vuelve más permeable por presencia de espacios intermoleculares los cuales se hinchan y provocan su

disolución (Ferracane, 2006), además, se forman enlaces secundarios con la cadena de polímero reduciendo las interacciones entre cadenas (Soh & Yap, 2004). En cambio, en presencia de estructuras altamente reticuladas habrá menor cantidad de espacios que evitarán la penetración del solvente y en consecuencia el ablandamiento de la estructura (S Ajithkumar, 2000).

(Leprince et al.) evaluó la microdureza antes y después de la inmersión de 11 resinas bulk fill y convencionales y la mayoría de los compuestos fluidos presentaron mayor reblandecimiento en comparación con las resinas condensables a excepción de una resina fluida de alta carga (Grandio Flow, Voco, vol. 71.4%) con valores de reticulación similares a las resinas condensables lo que indica que las partículas de relleno aumentan la resistencia al ablandamiento. (Par et al.), por su parte, estudió la microdureza inicial y después de la inmersión en alcohol de resinas convencionales y bulk fill, en consistencias fluida y condensable, con dos protocolos de curado concluyendo que la mayor resistencia al reblandecimiento se presentó en una resina fluida de alta carga (X-tra Base, Voco, Vol 60%) fotoactivada durante 3 segundos con una salida radiante de 3340 mW/cm^2 , a pesar de que todas las resinas fluidas estudiadas presentaron una menor profundidad de polimerización, mostrando una proporción de VMH antes y después de la inmersión similar a las resinas bulk fill condensables, lo que sugiere, al igual que Le Prince, que el contenido de relleno es el parámetro más importante para determinar la resistencia al ablandamiento con etanol que la viscosidad macroscópica del material. Específicamente, a mayor volumen de relleno, menor ablandamiento del material ya que es un indicativo de menor cantidad de matriz inorgánica disponible para el reblandecimiento.

FO, resina evaluada en la presente investigación posee el 58% de volumen de relleno, mientras que TN el 55% y OB no ha expuesto esta información, pero se puede asumir, de acuerdo con los resultados, que esta tiene una alta cantidad de volumen de partículas de relleno y en consecuencia mayor densidad de enlaces cruzados debido a que no presentó diferencias significativas en ninguno de los dos modos de activación, sin embargo, TN y FO no presentaron

diferencias significativas en el modo high pero en el modo turbo sí, esto se podría justificar por el uso de irradiancias mayores que provocan un menor grado de ciclación (Dewaele M, 2009).

La tercera hipótesis nula establece que no habría diferencias entre los valores de microdureza de la superficie y a cada milímetro de profundidad la cual fue parcialmente aceptada puesto que, TNH y TNT presentaron diferencias significativas entre 0, 1, 2, 3, 4 mm. Por otro lado, FOH no presentó diferencias significativas entre 2 y 3mm y entre 3 y 4mm, mientras que en el modo turbo, FO no presentó diferencias entre la superficie y a 1 mm, a 1 y 2 mm, 2 y 3mm ni entre 3 y 4mm. Con respecto a OBH y OBT, estas no presentaron diferencias significativas entre la superficie, a 1 y 2 mm, sin embargo, se presentaron diferencias significativas entre 2, 3, 4 mm.

La disminución gradual de la microdureza en profundidades es un comportamiento común y gran parte de los estudios que evalúan la microdureza presentan esta característica (Alshali et al., 2015) (Comba et al., 2020) (Garoushi et al., 2016) (Besegato et al., 2019), además, estos resultados coinciden con el del estudio actual. Dicha disminución progresiva es ocasionada por la atenuación de la luz a profundidades a causa de una menor cantidad de radicales libres lo que provoca la desaceleración del proceso de polimerización en estas áreas (Watts, 2005). Este fenómeno está relacionado con la translucidez del material (Van Ende et al., 2017), en otras palabras, a mayor translucidez, habrá una menor atenuación de la luz permitiendo una apropiada profundidad de polimerización, sobre todo en resinas bulk fill donde se colocan incrementos de hasta 5 mm (El-Damanhoury, 2014), además, posibilita la penetración de fotones en las capas más profundas para que los fotoiniciadores presentes en las resinas sean activados (Rueggeberg, 2011).

Los fabricantes han logrado mayor translucidez a través de una reducción del contenido de partículas de relleno y a su vez, el aumento de su tamaño (Bucuta & Ilie, 2014), lo que permite una mejor transmisión de la luz a través del bloque de resina. Se ha reportado que los

tamaños de relleno grandes mayores a 10 micras reducen el área interfacial entre el relleno y la matriz lo que reduce la dispersión, esta estrategia ha sido adoptada por varias resinas bulk fill con el afán de aumentar la profundidad de polimerización (Ilie N, 2013) (Bucuta & Ilie, 2014). La similitud entre el índice de refracción del relleno y la matriz también aumenta la translucidez y mejora la profundidad de polimerización (Bucuta & Ilie, 2014) (Czasch & Ilie, 2013), de ahí que, en un estudio con resinas experimentales se aumentó la translucidez para llegar a una similitud entre los índices de refracción de los componentes como en el caso del Bis- GMA y la partícula de relleno sílice (Azzopardi N, 2009).

La transmisión de la luz dentro del bloque también puede verse limitada por la reflexión de la superficie y la absorción de esta por algún otro componente de la resina como tintes, pigmentos y estructuras que rodean la restauración (Hadis et al., 2012) (Yu, 2008) como el uso de un molde para realizar muestras de resina en estudios in vitro, este debe ser lo suficientemente translúcido para permitir el paso de la luz y lograr una mayor profundidad de polimerización, consecuentemente se debe evitar el uso de siliconas o metal. (Van Ende et al., 2017).

OB promete el aumento de la opacidad después de la fotopolimerización siendo más translucidas previo a la fotoactivación para permitir el paso de la luz (FGM, 2022). Con respecto a FO, sus fabricantes afirman poseer un índice de refracción similar entre el relleno y la matriz inorgánica que, como se mencionó anteriormente, mejora la profundidad de polimerización.

Si bien existen varios métodos para medir la profundidad de polimerización la falta de estandarización de dichas pruebas puede provocar la mal interpretación de los resultados en los estudios (Van Ende et al., 2017). Estas pueden dividirse en dos grupos, los que miden indirectamente la dureza de la superficie y los que miden el grado de conversión. Dentro del primer grupo, se encuentra el ISO 4049 en el cual se remueve el material que no fue fotocurado

en el fondo de la muestra mediante un raspado, mientras que el material que si fue alcanzado por la luz se mide y se divide para dos (Ilie N, 2013). La microdureza, método utilizado en este estudio, es la resistencia de un material a la penetración y se caracteriza por ser un método reproducible, simple y no destructivo, que se mide a través de un área de hendidura marcada por un indentador a una carga y tiempo determinado. Para las resinas compuestas la dureza es medida con los métodos Vickers o Knoop (Bouschlicher MR, 2004) (Watts, 2005). El método óptico mide la translucidez del material y se utiliza también como un método indirecto de profundidad de polimerización en el que se busca la línea de demarcación entre el material fotocurado y no fotocurado utilizando un microscopio (Leung, 1984). Como método directo se utilizan la espectroscopía micro Raman o espectroscopia infrarroja transformada de Fourier (FTIR) en la que se obtiene un porcentaje de los enlaces dobles de carbono que se convierten en enlaces simples. En estudios previos se concluyó que el ISO 4049 tendía a sobreestimar la profundidad de polimerización en comparación con VMH (Flury, 2012) al igual que el método óptico (DeWald & Ferracane, 1987), en cambio, la espectroscopía micro Raman y FTIR son más sensibles para evaluar la profundidad de polimerización que la microdureza (Li X, 2015).

A pesar de que en este estudio se probó la efectividad de tiempos cortos y mayor irradiancia en resinas bulk fill condensables provocando una adecuada profundidad de polimerización, no se evaluó una posible contracción de polimerización la cual podría aumentar (Braga RR, 2004) (Goncalves F, 2010) y provocar fallas adhesivas y cohesivas entre la resina y la estructura dental y en consecuencia provocar caries por el crecimiento de biopelículas bacterianas (Braga et al., 2005). Cuando un composite se expone a potencias radiantes más altas da como resultado un aumento de la temperatura y, por consiguiente, un mayor grado de conversión, no obstante, esto provoca una mayor tensión de contracción (Wydra et al., 2014). Este comportamiento está influenciado por la técnica de inserción, el volumen de material colocado en la cavidad y el factor C (Braga RR, 2004) (Goncalves F, 2010) que relaciona la

configuración cavitaria y el desarrollo de tensiones (Feilzer AJ, 1987) y se obtiene mediante la relación de superficies de restauración adheridas y no adheridas, por lo que si factor C es menor se aliviaría el estrés de contracción. Por lo tanto, se recomiendan la evaluación de la contracción a la polimerización y las fallas que esta provoca cuando se emplea alta potencia y tiempos cortos de exposición en resinas bulk fill.

9. CONCLUSIONES

Con de las limitaciones de este estudio, se concluyó que, el modo de activación no afectó el grado de conversión de forma indirecta de resinas bulk fill. No obstante, los resultados de este estudio deben ser traspolado a la práctica clínica con cuidado considerando que las tensiones que se pueden producir por la contracción de polimerización aumentan cuando la potencia radiante aumenta, por lo tanto, se recomiendan futuros estudios que evalúen dicha contracción con altas potencias y tiempos cortos de exposición.

10. REFERENCIAS

- Abbas, G., Fleming, G. J., Harrington, E., Shortall, A. C., & Burke, F. J. (2003). Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *J Dent*, *31*(6), 437-444. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(02\)00121-5](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(02)00121-5)
- Albers. (1996). *Resin curing systems. In: Tooth-colored restoratives*. Alto Books.
- Alshali, R. Z., Salim, N. A., Satterthwaite, J. D., & Silikas, N. (2015). Post-irradiation hardness development, chemical softening, and thermal stability of bulk-fill and conventional resin-composites. *J Dent*, *43*(2), 209-218. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.12.004>
- Arikawa H, T. H., Kanie T, Ban S. (2009). Effect of various visible light photoinitiators on the polymerization and color of light-activated resins. *Dental Materials Journal* *28*, 452-460.
- Asmussen, E. (1977). Penetration of restorative resins into acid etched enamel. I. Viscosity, surface tension and contact angle of restorative resin monomers. *Acta Odontol Scand*, *35*, 175- 182.
- Azzopardi N, M. K., Wood DJ, Martin N, van Noort R (2009). Effect of resin matrix composition on the translucency of experimental dental composite resins. *Dent Mater*, *25*, 1564- 1568.
- Bayne, S. C., Heymann, H. O., & Swift, E. J., Jr. (1994). Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc*, *125*(6), 687-701. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1994.0113>
- Besegato, J. F., Jussiani, E. I., Andrello, A. C., Fernandes, R. V., Salomao, F. M., Vicentin, B. L. S., Dezan-Garbelini, C. C., & Hoepfner, M. G. (2019). Effect of light-curing protocols on the mechanical behavior of bulk-fill resin composites. *J Mech Behav Biomed Mater*, *90*, 381-387. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.10.026>

- Borgia, E., Baron, R., & Borgia, J. L. (2019). Quality and Survival of Direct Light-Activated Composite Resin Restorations in Posterior Teeth: A 5- to 20-Year Retrospective Longitudinal Study. *J Prosthodont*, 28(1), e195-e203. <https://doi.org/10.1111/jopr.12630>
- Bose S, M. P. (2005). Effect of titanate coupling agent on the mechanical, thermal, dielectric, rheological, and morphological properties of filled nylon 6. *J Appl Polym Sci*, 99, 266-272. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1002/app.22472>
- Bouschlicher MR, R. F., Wilson BM. (2004). Correlation of bottom-to- top surface microhardness and conversion of ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent*, 29, 698-704.
- Bowen (1962). *Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis phenol and glycidyl acrylate*. G. Patents.
- Bowen, R. L. (1963). Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc*, 66, 57-64. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1963.0010>
- Braga, R. R., Ballester, R. Y., & Ferracane, J. L. (2005). Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater*, 21(10), 962-970. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.04.018>
- Braga RR, F. J. (2004). Alternatives in polymerization contraction stress management. *J Appl Oral Sci*, 12, 1-11.
- Bucuta, S., & Ilie, N. (2014). Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Investig*, 18(8), 1991-2000. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-1177-y>
- Cadenaro M, M. T., Comba A et al. (2019). The role of polymer- ization in adhesive dentistry. *Dent Mater*, 35, e1- e22.

- Cattani-Lorente M, B. S., Godin CH, Meyer JM. (2001). Polymerization shrinkage of Ormocer based dental restorative composites. *Eur Cell Mater* 1, 25- 26.
- Caughman WF, R. F., Curtis Jr JW. (1995). Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *J Am Dent Assoc*, 126, 1280-1282.
- Cenci M, D. F., de Carvalho R. (2005). Class II composite resin restorations with two polymerization techniques: relationship between microtensile bond strength and marginal leakage. *J Dent*, 33, 603- 610.
- Cheng H, T. J.-H., Zwahlen R, Matinlinna J. (2014). Effects of silica-coating and a zirconate coupling agent on shear bond strength of flowable resin/zirconia bonding. *Int J Adhes Adhes*, 50, 11- 16. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2013.12.025>
- Chesterman, J., Jowett, A., Gallacher, A., & Nixon, P. (2017). Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *Br Dent J*, 222(5), 337-344. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2017.214>
- Coli P, B. M. (1993). The marginal adaptation of four different bonding agents in Class II composite resin restorations applied in bulk or in two increments. *Quintessence Int*, 24, 583- 591.
- Comba, A., Scotti, N., Maravic, T., Mazzoni, A., Carossa, M., Breschi, L., & Cadenaro, M. (2020). Vickers Hardness and Shrinkage Stress Evaluation of Low and High Viscosity Bulk-Fill Resin Composite. *Polymers* 12(7). <https://doi.org/10.3390/polym12071477>
- Croll (1987). *Hand-Held Light Filter* (United States Patent Patent No.
- Czasch, P., & Ilie, N. (2013). In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Investig*, 17(1), 227-235. <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0702-8>

- Da Rosa Rodolpho PA, D. T., Cenci MS, Loguercio AD, Moraes RR, Bronkhorst EM, et al. (2011). 22-Year clinical evaluation of the performance of two posterior composites with different filler characteristics. *Dent Mater*, 27.
- Daugherty, M. M., Lien, W., Mansell, M. R., Risk, D. L., Savett, D. A., & Vandewalle, K. S. (2018). Effect of high-intensity curing lights on the polymerization of bulk-fill composites. *Dent Mater*, 34(10), 1531-1541. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.06.005>
- Davidson, C. L., de Gee, A. J., & Feilzer, A. (1984). The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res*, 63(12), 1396-1399. <https://doi.org/10.1177/00220345840630121101>
- Davidson, C. L., & Feilzer, A. J. (1997). Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent*, 25(6), 435-440. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(96\)00063-2](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(96)00063-2)
- Dewaele M, A. E., Peutzfeldt A. (2009). Influence of curing protocol on selected properties of light-curing polymers: Degree of conversion, volume contraction, elastic modulus, and glass transition temperature. *Dent Mater.*, 25, 1576- 1584. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.08.001>
- DeWald, J. P., & Ferracane, J. L. (1987). A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res*, 66(3), 727-730. <https://doi.org/10.1177/00220345870660030401>
- Dunnick JK, B. A., Sanders JM, Travlos GS. . (2014). N,n-dimethyl-p-toluidine, a component in dental materials, causes hematologic toxic and carcinogenic responses in rodent model systems. *Toxicol Pathol* 42.

- Durner J, S. K., Watts DC, Ilie N. (2015). Determination of homologous distributions of bis-EMA dimethacrylates in bulk-fill resin-composites by GC-MS. *Dent Mater*, 31, 473–480. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.02.006>
- El-Damanhoury, H., Platt. (2014). Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Oper. Dent*, 39. <https://doi.org/https://doi.org/10.2341/13-017-L>
- Feilzer AJ, D. G. A., Davidson CL. (1987). Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res*, 66.
- Ferdous SF, S. M., Adnan A. (2013). Role of nanoparticle dispersion and filler-matrix interface on the matrix dominated failure of rigid c60- pe nanocomposites: a molecular dynamics simulation study *Polymers* 54, 2565–2576. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/j.polymer.2013.03.014>
- Ferracane, J. L. (1985). Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater.*, 1, 11- 14. [https://doi.org/doi:10.1016/S0109-5641\(85\)80058-0](https://doi.org/doi:10.1016/S0109-5641(85)80058-0).
- Ferracane, J. L. (2006). Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater*, 22(3), 211-222. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.05.005>
- Ferracane, J. L. (2011). Resin composite--state of the art. *Dent Mater*, 27(1), 29-38. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.020>
- FGM, D. G. (2022). <https://fgmdentalgroup.com/latam/produtos-estetica/opus-bulk-fill-aps>
- Flury, S. (2014). Influence of increment thickness on microhardness and dentin bond strength of bulk fill Resin Composites. *Dental Materials*.
- Flury, S. H., S.; Peutzfeldt, A.; Hüsler, J.; Lussi, A. (2012). Depth of cure of resin composites: Is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? . *Dent. Mater*, 28.

- Fronza BM, R. F., Braga RR, Mogilevych B, Soares LES, Martin AA, Ambrosano G, Giannini M. (2015). Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites. *Dent Mater*, 31.
- Gajewski VE, P. C., P.oes-Salgado NR, Boaro LC, Braga RR. (2012). Monomers used in resin compounds: degree of conversion, mechanical properties and absorption / solubility of water. *Braz Dent J* 23, 508-514.
<https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1590/S010364402012000500007>
- Gan, J. K., Yap, A. U., Cheong, J. W., Arista, N., & Tan, C. (2018). Bulk-Fill Composites: Effectiveness of Cure With Poly- and Monowave Curing Lights and Modes. *Oper Dent*, 43(2), 136-143. <https://doi.org/10.2341/16-304-L>
- Garoushi, S., Vallittu, P., Shinya, A., & Lassila, L. (2016). Influence of increment thickness on light transmission, degree of conversion and micro hardness of bulk fill composites. *Odontology*, 104(3), 291-297. <https://doi.org/10.1007/s10266-015-0227-0>
- Ge X, Y. Q., Song L, Laurence JS, Spencer P. (2015). Synthesis and evaluation of a novel co-initiator for dentin adhesives: polymerization kinetics and leachables study *JOM*, 67, 796- 803.
- Geraldi S, P. J. (2003). Microleakage of a New Restorative System in Posterior Teeth. *J Dent Res*, 81, 1276.
- Giorgi, M., Lima, D., Marchi, G. M., Ambrosano, G. M., & Aguiar, F. (2014). Influence of softening test and light-activation protocols on resin composite polymer structure. *European journal of dentistry*, 8(9-14). <https://doi.org/https://doi.org/10.4103/1305-7456.126233>
- Goncalves F, K. Y., Braga RR. (2010). How Contraction stress related to composite inorganic content *Dent Mater*, 26(704-709).

- Gonser (1980). *Xenon light apparatus for supplying ultraviolet and visible spectra*. (United States Patent Patent No. Dentsply Research & Development Corp.
- Hadis, M., Leprince, J. G., Shortall, A. C., Devaux, J., Leloup, G., & Palin, W. M. (2011). High irradiance curing and anomalies of exposure reciprocity law in resin-based materials. *J Dent*, 39(8), 549-557. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.05.007>
- Hadis, M. A., Shortall, A. C., & Palin, W. M. (2012). Specimen aspect ratio and light transmission in photoactive dental resins. *Dent Mater*, 28(11), 1154-1161. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.08.010>
- Hedegard. (1955). Cold-polymerizing resins a clinical and histological study. *Acta Odontol Scand*, 1 - 126.
- Hervas-Garcia, A., Martinez-Lozano, M. A., Cabanes-Vila, J., Barjau-Escribano, A., & Fos-Galve, P. (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 11(2), E215-220. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16505805>
- Hofmann, N., Hugo, B., & Klaiber, B. (2002). Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci*, 110(6), 471-479. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0722.2002.21359.x>
- Ikemura K, I. K., Jogetsu Y, Endo T (2010). Synthesis of a novel camphorquinone derivative having acylphosphine oxide group, characterization by UV-VIS spectroscopy and evaluation of photo polymerization performance. *Dental Materials Journal*, 29, 122-131.
- Ilie N, B. S., Draenert M. (2013). Bulk-fill Resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Op Dent*, 38.
- Ilie, N., & Hickel, R. (2009). Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig*, 13(4), 427-438. <https://doi.org/10.1007/s00784-009-0258-4>

- Ilie, N., & Hickel, R. (2011). Resin composite restorative materials. *Aust Dent J*, *56 Suppl 1*, 59-66. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01296.x>
- Ilie, N., & Watts, D. C. (2020). Outcomes of ultra-fast (3 s) photo-cure in a RAFT-modified resin-composite. *Dent Mater*, *36*(4), 570-579. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.02.007>
- Metallic materials - Vickers hardness test - Part 1: Test method, 1- 49 (2018).
- Issa, Y., Watts, D. C., Boyd, D., & Price, R. B. (2016). Effect of curing light emission spectrum on the nanohardness and elastic modulus of two bulk-fill resin composites. *Dent Mater*, *32*(4), 535-550. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.12.017>
- Jandt KD, M. R. (2013). A brief history of LED photopolymerization. . *Dent Mater.* , *29*.
- Kelic, K., Matic, S., Marovic, D., Klaric, E., & Tarle, Z. (2016). Microhardness of Bulk-Fill Composite Materials. *Acta Clin Croat*, *55*(4), 607-614. <https://doi.org/10.20471/acc.2016.55.04.11>
- Kerr. (2016). *SonicFill 2. Directions for use.* www.kerrdental.com/resource-center/sonicfill2directions-use
- Klaff. (2001). Blending incremental and stratified layering techniques to produce an esthetic posterior composite resin restoration with a predictable prognosis. *J Esthet Restor Dent.* , *13*, 101- 113.
- Kopperud SE, R. H., Kopperud HM, Bruzell EM. (2017). Light curing procedures - performance, knowledge level and safety awareness among dentists. *J Dent*, *58*(67-73).
- Kramer. (1954). The relationship between pain and dental pulp changes after insertion of fillings. *Br Dent Journal*, *9* - 13.
- Kumar, S. R. P., A.; Bhat, I. (2015). Physical and thermo-mechanical characterizations of resin-based dental composite reinforced with silane-modified nanoalumina filler particle.

- Journal of Materials: Design and Applications*, 230(2), 504–514.
<https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1177/1464420715581004>
- Kurokawa, R., Finger, W. J., Hoffmann, M., Endo, T., Kanehira, M., Komatsu, M., & Manabe, A. (2007). Interactions of self-etch adhesives with resin composites. *J Dent*, 35(12), 923-929. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2007.09.003>
- Kusy, S. K. R. P. (1991). Comparison of water sorption by methacrylate and dimethacrylate monomers and their corresponding polymers *Dental Research Center, University of North Carolina*, 2428–2434. [https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/0032-3861\(91\)90085-W](https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/0032-3861(91)90085-W)
- Leprince, J. G., Palin, W. M., Vanacker, J., Sabbagh, J., Devaux, J., & Leloup, G. (2014). Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent*, 42(8), 993-1000. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.05.009>
- Leung, R. L. K., R.L.; and Fan, P.L. (1984). Comparison of Depth of Polymerization Evaluation Methods for Photo-activated Composite. *J Dent Res*, 63.
- Li X, P. P., Van Meerbeek B, De Munck J. C. (2015). Curing profile of bulk-fill resin-based composites. *J Dent*, 43, 664- 672.
- Lienhard (1973). *assignee: instrument for transmitting ultra-violet radiation to a limited area. Patent* (United States Patent No. I. Canrad Precision Industries.
- Linden. (1993). Photocuring of polymeric dental materials and plastic composite resins. In *Photocuring of polymeric dental materials and plastic composite resins*. (pp. 388–465). Elsevier.
- Loguercio, A. D., Reis, A., Schroeder, M., Balducci, I., Versluis, A., & Ballester, R. Y. (2004). Polymerization shrinkage: effects of boundary conditions and filling technique of resin composite restorations. *J Dent*, 32(6), 459-470. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2004.02.010>

- Lynch, C. D., Opdam, N. J., Hickel, R., Brunton, P. A., Gurgan, S., Kakaboura, A., Shearer, A. C., Vanherle, G., Wilson, N. H., & Academy of Operative Dentistry European, S. (2014). Guidance on posterior resin composites: Academy of Operative Dentistry - European Section. *J Dent*, *42*(4), 377-383. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.01.009>
- Magno MB, N. G., Rocha YS, Ribeiro BD, Loretto SC, Maia LC. (2016). Silorane-based composite resin restorations better than conventional composites—A—meta-analysis of clinical studies. *J Adhes Dent.* , *18*. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a36916>.
- Main C, C. A., Moseley H, Stephen KW, Gillespie FC. (1983). An assessment of new dental ultraviolet sources and u.v.-polymerized fissure sealants. *J Oral Rehabil* *10*, 215 - 227.
- Marchesi, G., Breschi, L., Antonioli, F., Di Lenarda, R., Ferracane, J., & Cadenaro, M. (2010). Contraction stress of low-shrinkage composite materials assessed with different testing systems. *Dent Mater*, *26*(10), 947-953. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.05.007>
- Maseki T, N. T., Yamase M, et al. (2010). Characteristics in polymerization shrinkage of latest low-shrinkage resin composite restoratives. *J Dent Res*, *89*.
- Meyer GR, E. C., Willershausen B. (2003). Determination of Polymerization Stress of Conventional and New “Clustered” Microfill-Composites in Comparison with Hybrid Composites. *J Dent Res* *81*, 921.
- Miletic, V., & Santini, A. (2012). Micro-Raman spectroscopic analysis of the degree of conversion of composite resins containing different initiators cured by polywave or monowave LED units. *J Dent*, *40*(2), 106-113. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.10.018>
- Miller GA, G. L., Narayanan V, Scranton A. (2002). Modeling of photobleaching for the photoinitiation of thick polymerization systems. *Journal of Polymer Science Part A: Polymer Chemistry*, *40*(793-808).

- Moharam, L. M., El-Hoshy, A. Z., & Abou-Elenein, K. (2017). The effect of different insertion techniques on the depth of cure and vickers surface micro-hardness of two bulk-fill resin composite materials. *J Clin Exp Dent*, 9(2), e266-e271. <https://doi.org/10.4317/jced.53356>
- Monsarrat, P., Garnier, S., Vergnes, J. N., Nasr, K., Grosgeat, B., & Joniot, S. (2017). Survival of directly placed ormocer-based restorative materials: A systematic review and meta-analysis of clinical trials. *Dent Mater*, 33(5), e212-e220. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.01.019>
- Moore, B. K., Platt, J. A., Borges, G., Chu, T. M., & Katsilieri, I. (2008). Depth of cure of dental resin composites: ISO 4049 depth and microhardness of types of materials and shades. *Oper Dent*, 33(4), 408-412. <https://doi.org/10.2341/07-104>
- Moorthy, A., Hogg, C. H., Dowling, A. H., Grufferty, B. F., Benetti, A. R., & Fleming, G. J. (2012). Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *J Dent*, 40(6), 500-505. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.02.015>
- Moszner N., Z. F., Lamparth I., Fischer U.K. (2009). Benzoyl germanium Derivatives as Novel Visible-Light Photoinitiators for Dental Composites. *Macromol. Mater. Eng.*, 294, 877-886. <https://doi.org/10.1002/mame.200900181>.
- Murray GA, Y. J., Newman SM. (1981). Ultraviolet light and ultraviolet light-activated composite resins. *J Prosthet Dent* 46(1670- 70).
- Nascimento, G. G., Correa, M. B., Opdam, N., & Demarco, F. F. (2013). Do clinical experience time and postgraduate training influence the choice of materials for posterior restorations? Results of a survey with Brazilian general dentists. *Braz Dent J*, 24(6), 642-646. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201302361>

- Neumann MG, M. J. W., Schmitt CC, Rueggeberg FA, Correa IC. (2005). Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent*, 33, 525- 532.
- Neumann MG, S. C., Ferreira GC, & Correa IC (2006). The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units *Dental Materials Journal*, 22, 576-584.
- Odian. (2004). Photochemical initiation. In J. W. a. Sons (Ed.), *Principles of polymerization*. (pp. 218- 224).
- Opdam NJ, B. E., Roeters JM, Loomans BA (2007). Longevity and reasons for failure of sandwich and total-etch posterior composite resin restorations. *J Adhes Dent*, 9.
- Palagummi, S. V., Hong, T., Wang, Z., Moon, C. K., & Chiang, M. Y. M. (2020). Resin viscosity determines the condition for a valid exposure reciprocity law in dental composites. *Dent Mater*, 36(2), 310-319. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.12.003>
- Par, M., Marovic, D., Attin, T., Tarle, Z., & Taubock, T. T. (2020). The effect of rapid high-intensity light-curing on micromechanical properties of bulk-fill and conventional resin composites. *Sci Rep*, 10(1), 10560. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-67641-y>
- Park YJ, C. K., Rawls HR. (1999). Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater*, 15, 120- 127.
- Patnaik A, B. I. (2016). Physical and thermomechanical characterizations of resin-based dental composite reinforced with silane-modified nanoalumina filler particles. . *Proc Inst Mech Eng Part LJ Mater Des Appl*, 230(504-14). <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1177/1464420715581004>
- Platt J, M. M., Rhodes B. (2010). Polymerization shrinkage and contraction stress of an experimental composite. *J Dent Res* 89.

- Polydorou O, K. A., Hellwig E, Kümmerer K. (2009). Urethane dimethacrylate: a molecule that may cause confusion in dental research. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 91, 1- 4. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.31383>
- Pratap B, G. R. (2019). Evaluation of physical properties of silica filled resin based dental composites. *Int J Eng Adv Technol* 8, 5047 - 5049.
- Price, R. B. (2018). Dental Composite Materials for Direct Restorations. In Springer (Ed.), *Dental Composite Materials for Direct Restorations* (pp. 43- 62). https://doi.org/10.1007/978-3-319-60961-4_4
- Price, R. B., Ferracane, J. L., Hickel, R., & Sullivan, B. (2020). The light-curing unit: An essential piece of dental equipment. *Int Dent J*, 70(6), 407-417. <https://doi.org/10.1111/idj.12582>
- Reis, A. (2021). *Materiais Dentários Diretos - Dos Fundamentos à Aplicação Clínica* (Vol. Edición 2nd). Grupo GEN. <https://grupogen.vitalsource.com/books/9788527737463>
- Rencz A, H. R., Ilie N. (2012). Curing efficiency of modern LED units., 16, 173- 179. <https://doi.org/10.1007/s00784-010-0498-3>
- Rocha MG, R. J., Sinhoreti MAC, Correr AB, Oliveira D. L (2021). Light Transmittance and Depth of Cure of a Bulk Fill Composite Based on the Exposure Reciprocity Law. . *Braz Dent J* , 32, 78- 84. <https://doi.org/10.1590/0103-6440202103842>.
- Rueggeberg. (1999). Contemporary issues in photocuring. *Comp Cont Educ Dent*, 20, s4- 15.
- Rueggeberg, F. A. (2011). State-of-the-art: dental photocuring--a review. *Dent Mater*, 27(1), 39-52. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.021>
- Rueggeberg FA, B. J., Callan RS. (2005). LED curing lights—what’s new? *Comp Cont Educ Dent*, 26, 581–590, 586, 588.

- Rueggeberg, F. A., Giannini, M., Arrais, C. A. G., & Price, R. B. T. (2017). Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz Oral Res*, *31*(suppl 1), e61. <https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0061>
- S Ajithkumar, N. K. P., S.S Kansara. (2000). Sorption and diffusion of organic solvents through interpenetrating polymer networks (IPNs) based on polyurethane and unsaturated polyester. *European Polymer Journal*, *36*(11), 2387- 2393. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0014-3057\(00\)00025-2](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0014-3057(00)00025-2)
- Sadeghyar, A., Watts, D. C., & Schedle, A. (2020). Limited reciprocity in curing efficiency of bulk-fill resin-composites. *Dent Mater*, *36*(8), 997-1008. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.04.019>
- Sakaguchi, R. L., Douglas, W.H., Peters, M.C.R.B. (1992). Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J. Dent.*, *20*, 183–188. . [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0300-5712\(92\)90136-Z](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0300-5712(92)90136-Z).
- Santini, A., Gallegos, I. T., & Felix, C. M. (2013). Photoinitiators in dentistry: a review. *Prim Dent J*, *2*(4), 30-33. <https://doi.org/10.1308/205016814809859563>
- Sarrett, D. C. (2005). Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dent Mater*, *21*(1), 9-20. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.10.001>
- Schneider LF, P. C., Consani S, Prahl SA, Ferracane JL. (2008). Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites. *Dental Materials Journal*, *24*.
- Shortall AC, P. R., MacKenzie L, Burke FJ. (2016). Guidelines for the selection, use, and maintenance of LED light-curing units - Part 1. *Br Dent J.* , *221*, 453–460.
- Soderholm, K. J., & Mariotti, A. (1999). BIS-GMA--based resins in dentistry: are they safe? *J Am Dent Assoc*, *130*(2), 201-209. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1999.0169>

- Soh, M. S., & Yap, A. U. (2004). Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *J Dent*, 32(4), 321-326. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2004.01.012>
- Spreafico RC, G. M. (2000). Composite resin restorations on posterior teeth. In Q. Publishing (Ed.), *Adhesion: The Silent Revolution in Dentistry*. (pp. 253–276.). Quintessence Publishing.
- Stansbury, J. W. (2000). Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent*, 12(6), 300-308. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2000.tb00239.x>
- Sugerman. (1993). Ken-react reference manual: titanate, zirconate and aluminate coupling agents. *Bkayonne, N.J: Kenrich Petrochemicals*.
- Tantbirojn, D., Versluis, A., Pintado, M. R., DeLong, R., & Douglas, W. H. (2004). Tooth deformation patterns in molars after composite restoration. *Dent Mater*, 20(6), 535-542. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2003.05.008>
- Tong, B. M. C. Q. W. Y. (1997). Preparation and evaluation of visible light-cured multi-methacrylates for dental composites. *J Macromolec Sci- Pure Appl Chem*.
- Tyas, M. J., Truong, V.T., Goldman, M., & Beech, D.R. (1989). Clinical evaluation of six composite resins in posterior teeth. *Australian dental journal*, 34(147- 53).
- Van Ende, A., De Munck, J., Lise, D. P., & Van Meerbeek, B. (2017). Bulk-Fill Composites: A Review of the Current Literature. *J Adhes Dent*, 19(2), 95-109. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a38141>
- Veeramachaneni C, L. R., Vijetha Badami, and Muralidhar Tummala. (2017). Incremental techniques in direct composite restoration. *J Conserv Dent.*, 20, 386–391.
- Watts, D. C. (2005). Reaction kinetics and mechanics in photo-polymerised networks. *Dent Mater*, 21(1), 27-35. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.10.003>
- Wei Y, S. N., Watts DC. (2010). Water sorption and hygroscopic expansion in new dental resin composites. *J Dent Res*, 89.

- Willems, G., Noack, M. J., Inokoshi, S., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., Braem, M., Roulet, J. F., & Vanherle, G. (1991). Radiopacity of composites compared with human enamel and dentine. *J Dent*, *19*(6), 362-365. [https://doi.org/10.1016/0300-5712\(91\)90056-5](https://doi.org/10.1016/0300-5712(91)90056-5)
- Wydra, J. W., Cramer, N. B., Stansbury, J. W., & Bowman, C. N. (2014). The reciprocity law concerning light dose relationships applied to BisGMA/TEGDMA photopolymers: theoretical analysis and experimental characterization. *Dent Mater*, *30*(6), 605-612. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.02.021>
- Xu. (1999). Dental composite resins containing silica-fused ceramic single-crystalline whiskers with various filler levels. *J Dent Res*, *78*, 1304-1311. <https://doi.org/10.1177/00220345990780070401>
- Yu, B., Lee, Y.K. (2008). Differences in color, translucency and fluorescence between flowable and universal resin composites. *J. Dent.*, *36*, 840-846. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jdent.2008.06.003>.
- Zöchbauer, H. (2011). Number of dental restorations worldwide. In M. R. I. Vivadent (Ed.).