



ESCUELA DE POSTGRADOS

Comparación de grados de conversión de resinas indicadas para reconstrucción
de muñones

Autora

Bhey Gissela Andrade Hidalgo

Año

2020



ESCUELA DE POSGRADOS

REHABILITACIÓN ORAL

COMPARACIÓN DE GRADOS DE CONVERSIÓN DE RESINAS INDICADAS
PARA RECONSTRUCCIÓN DE MUÑONES

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

Profesora Guía

Dra. Virginia Magdalena Vizcarra Chiriboga

Autora

Bhey Gissela Andrade Hidalgo

Año

2020

DECLARACIÓN DEL PROFESOR GUÍA

"Declaro haber dirigido el trabajo Comparación de grados de conversión de resinas indicadas para reconstrucción de muñones, a través de reuniones periódicas con el estudiante Bhey Gissela Andrade Hidalgo, en el semestre 2020-00 orientando sus conocimientos y competencias para un eficiente desarrollo del tema escogido y dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación".



Virginia Magdalena Vizcarra Chiriboga

Rehabilitadora Oral

CI: 171089603-4

DECLARACIÓN PROFESOR CORRECTOR

“Declaro haber revisado este trabajo Comparación de grados de conversión de resinas indicadas para reconstrucción de muñones, del estudiante Bhey Gissela Andrade Hidalgo, en el semestre 2020-00, dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación”.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Andrea', is positioned above a horizontal black line.

Andrea Carolina Balarezo Lasluisa

Rehabilitadora Oral

CI: 1718904855

DECLARACIÓN DE AUTORÍA DEL ESTUDIANTE

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

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Bhey Gissela Andrade Hidalgo', is written over a light blue rectangular background. Below the signature is a solid black horizontal line.

Bhey Gissela Andrade Hidalgo

C.I: 070432899-6

AGRADECIMIENTOS

A Dios por acompañarme y poner esta oportunidad en mi vida.

A mi mamá y a mi esposo, Dennys Bravo por su apoyo incondicional siempre.

A mi tutora, la Dra. Virginia Vizcarra por valiosa e indispensable guía durante todo este tiempo.

A mis profesores, el Dr. Byron Velásquez y la Dra. Rocío Coral por su excelente calidad humana y profesional.

DEDICATORIA

Dedico este trabajo a mis bellos hijos: Dennys y Emily Bravo Andrade, la inspiración más grande que tengo en la vida y a quienes quiero demostrar que con sacrificio, esfuerzo y dedicación, todo es posible; a mi mamá y mi hermana Vanessa quienes a pesar de la distancia están presentes en cada paso que doy, y a mi abuelito Oscar donde quiera que esté.

RESUMEN

Introducción: Los cementos resinosos duales core y resinas bulk fill son materiales indicados para la reconstrucción de muñones. La correcta y completa polimerización de estas resinas colabora con la resistencia mecánica de la estructura reconstruida del muñón.

Objetivo: Determinar el grado de conversión in vitro del sistema de composite dual core vs resina bulk fill.

Materiales y métodos: Estudio in vitro que utilizó cemento resinoso dual core (Paracore) y Resina Bulk fill (Filtek one bulk fill restorative). Cada material tuvo tres grupos de estudio: sin foto polimerizar mezclado con bromuro de potasio [BP], fotopolimerizado inmediato: pastilla molida junto con BP y 24 horas posteriores a la foto polimerización: mismo polvo obtenido en el grupo de foto polimerización inmediata. El grado de conversión fue escaneado 3 veces para cada cuerpo de prueba, mediante espectroscopia infrarroja por transformada de Fourier (FTIR).

Resultados: No hubo diferencia estadística significativa ($p > 0.05$) entre el cemento resinoso dual core (Paracore) y la resina bulk fill (Filtek one bulk fill restorative), tanto en el periodo inmediato como a las 24 horas de almacenamiento.

Conclusión: El cemento resinoso dual core y la resina bulk fill tienen grados de conversión similares.

Palabras clave: Cementos dentales, Polímeros, Polimerización.

ABSTRACT

Introduction: Dual core resinous cements and bulk fill resins are materials indicated for the restoration of stumps. The correct and complete photo polymerization of these resins provide mechanical properties for the stump rebuilt structure.

Objective: Determine the degree of conversion of in vitro dual core composite system vs. bulk fill resin composite.

Materials and methods: Dual core resinous cement (Paracore) and Bulk fill resin (Filtek one bulk fill restorative) were used in this in vitro study. Each material had three study groups: without light activation mixed with potassium bromide [PB]; immediately after light activation: a blend of the resin material + PB; 24 hours after light activation: same ground pill and blend analyzed in the immediately after light activation group. The degree of conversion was scanned three times for each specimen using the Fourier Transform infrared spectroscopy (FTIR).

Results: There was no significant statistical difference ($p > 0.05$) in the degree of conversion between dual core resinous cement (Paracore) and bulk fill resin (Filtek one bulk fill restorative), both in the immediate period and after 24 hours of storage.

Findings: Dual core resinous cement and bulk fill resin have similar conversion grades.

Key words: Dentals cements, polymers, polymerization

ÍNDICE

1. Capítulo I. Introducción.....	1
1.1. Tema.....	2
1.2. Planteamiento del Problema	2
1.3. Justificación.....	5
1.4. Objetivos	5
1.4.1. Objetivo general	5
1.4.2. Objetivos específicos.....	5
1.5. Hipótesis	5
1.6. Variables.....	6
1.6.1. Variables dependientes	6
1.6.2. Variables independientes	6
2. Capítulo II Marco teórico	7
2.1. Resinas dentales compuestas.....	7
2.2. Composición	7
2.3. Propiedades de los materiales compuestos	9
2.4. Usos.....	10
2.5. Clasificación.....	10
2.6. Materiales de relleno a granel o bulk fill.....	12
2.7. Clasificación de resinas bulk fill	12
2.8. Factor C y las restauraciones de resina.....	13
2.9. Materiales dentales para la reconstrucción de muñones..	14
2.10. Ionomeros de vidrio	15

2.11. Resinas.....	16
2.12. Cementos resinosos.....	17
2.13. Cementos resinosos duales CORE	17
2.14. Foto polimerización.....	18
2.15. Foto polimerización de la resina restauradora.....	19
2.16. Foto iniciadores.....	19
2.17. Lámparas de fotocurado.....	20
2.18. Luces de cuarzo-tungsteno-halógeno.....	21
2.19. Luces de arco de plasma.....	21
2.20. Láser de iones de argón.....	22
2.21. Tecnología de diodos emisores de luz.....	22
2.22. Luces de diodo emisor de luz de primera generación ...	22
2.23. Luces de diodo emisor de luz de segunda generación .	23
2.24. Luces de diodo emisor de luz de tercera generación	23
2.25. Intensidad.....	24
2.26. Grado de conversión.....	25
2.27. Factores que intervienen en el grado se conversión de los materiales para reconstrucción de muñones.....	28
2.28. Espectrometría infrarroja con transformación de fourier (ftir)	29
3. Capítulo III Metodología.....	33
3.1. Tipo de estudio.....	33
3.2. Universo de la muestra.....	33

3.3. Muestra	34
3.4. Criterios de inclusión y exclusión.....	35
3.5. Materiales.....	35
3.6. Instrumental y aparatos.....	35
3.7. Método	36
3.7.1. Medición sin foto polimerizar.....	36
3.7.2. Medición foto polimerización inmediata.....	39
3.7.3. Medición foto polimerización 24 h después	43
3.7.4. Cálculo del grado de conversión	43
3.8. Análisis Estadístico	41
3.9. Resultados	48
3.10. Discusión	48
4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	55
4.1. Conclusiones.....	55
4.2. Recomendaciones	55
REFERENCIAS	56

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Diagrama de Espectrofotómetro básico de Infrarrojo de transformada de Fourier	31
<i>Figura 2</i> Señales de Interferómetros	32
Figura 3 Diagrama de espectrómetro de un haz	33
Figura 4 Resina bulk fill (Filtek One Bulk Fill de 3M)	33
Figura 5 Resina de curado dual (Paracore de la coltene)	34
Figura 6 Espectrómetro FTIR (Perkin Elmer Spectrum One)	36
Figura 7 Desecador	37
Figura 8 Pistilo mortero: mezcla de bromuro de potasio con resina	37
Figura 9 Conformador	38
Figura 10 Prensa Hidráulica	38
Figura 11 Discos de resina	39
Figura 12 Muestra	40
Figura 13 Holder del espectrofotómetro	40
Figura 14 Estufa	41
Figura 15 Media de Inmediata	43
Figura 16 Media 24 horas después	45
Figura 17 Resumen de las Medias de los Grados de Conversión	46

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Composición de los Materiales	34
Tabla 2 Grados de conversión de los materiales	42
Tabla 3 Descriptivos Inmediata	43
Tabla 4 Prueba de homogeneidad de varianzas inmediata	44
Tabla 5 ANOVA inmediata	44
Tabla 6 Descriptivos veinticuatro horas.....	45
Tabla 7 Prueba de homogeneidad de varianzas veinticuatro horas.....	45
Tabla 8 ANOVA veinticuatro horas.....	46
Tabla 9 Descriptivos resumen	47
Tabla 10 Prueba de homogeneidad de varianzas resumen	47
Tabla 11 ANOVA resumen	48

Capítulo I. Introducción

Debido a sus avances y gran versatilidad, el uso de compuestos resinosos ha ido y va desplazando ciertos materiales que han sido usados como reconstructores de muñones, hoy en día, la base de la composición de estos materiales resinosos en su mayoría es el metacrilato, y por lo general se activan con luz visible, dando lugar a la polimerización, que es un proceso donde las moléculas de un monómero reaccionan unas con otras para formar una red polimérica, de esta forma, un alto grado de conversión en estos materiales resulta ser uno de los factores que garantizan elevadas propiedades mecánicas, estabilidad química, y durabilidad de las restauraciones en boca, de lo contrario no solo provocaría fallas prematuras y caries secundarias, sino también respuestas biológicas indeseables como citotoxicidad e inflamación del tejido pulpar en algunos casos (Wang & Wang, 2019).

La resina convencional, es un material infalible en la consulta odontológica, por lo tanto, su uso es muy frecuente, tanto para restauraciones como reconstrucciones, sin embargo, la técnica incremental sugerida para una adecuada polimerización hace complejo el procedimiento; los materiales de curado químico también han sido empleados pero sus periodos de tiempo cortos o largos han causado percances al momento de colocar el material. Actualmente, los cementos resinosos duales core y las resinas bulk fill ofrecen reconstruir muñones reduciendo el tiempo, la cantidad de materiales, y la sensibilidad de la técnica, además de evitar la incompatibilidad entre los materiales de fijación, y la porosidad entre capas por medio del uso de un solo incremento (Walcher, Castelo Branco Leitune, Mezzomo Collares, de Souza Balbinot, & Werner Samuel, 2018).

El grado de conversión es un marcador de estabilidad y buen comportamiento de los materiales poliméricos, no obstante, la literatura aún no ha establecido un porcentaje promedio fijo para evaluar los materiales a pesar de que algunos autores como Alshalia, Silikas, & Satterthwaite, 2013 afirman que debe ser de 55% a 60% otros dicen que podría oscilar entre 40% y 75% o 35% y 77% pero

todos coinciden que entre más alto el porcentaje de grado de conversión, es mejor (Moldovan et al., 2019).

En base a dudas generadas frente a que material utilizar con certeza, para reconstruir muñones, se sometió al sistema resinoso dual CORE y a la resina bulk fill a la espectroscopia infrarroja transformada de Fourier para evaluar el mayor porcentaje de grado de conversión.

1.1. Tema

Comparación de grados de conversión de resinas indicadas para reconstrucción de muñones.

1.2. Planteamiento del Problema

Restituir el tejido dental perdido es un hecho cotidiano en odontología, la elección de un material restaurador depende del cumplimiento de requisitos como: la similitud con el tejido dentario, características físicas, mecánicas y estéticas. (Zabrovsky, Beyth, and Pietrokovski 2017).

Entre las opciones de materiales reconstructores está el ionómero de vidrio, el cual presenta ventajas como facilidad de manipulación, biocompatibilidad, y liberación de flúor impidiendo la formación de caries (Vaderhobli 2011). No obstante, Hickel, Brühshaver, and Ilie (2012) indican que las tasas de éxito de ese material después de 2.5 y 3.5 años solo llega al 73.9%, acompañado de fracturas, defectos y desgastes en áreas oclusales, por lo que sus propiedades mecánicas no alcanzan las condiciones adecuadas para fines restauradores (Zabrovsky et al., 2017). Sin embargo, Nicholson y Czarnecka (2016, pp. 161-175) declaran que los ionómeros que contienen proporciones altas de resina tienen una resistencia a la flexión significativamente mejor que cualquier tipo de ionómero y por ende sus resultados clínicos son favorables.

Por otro lado, debido a sus propiedades y gran versatilidad el material más usado actualmente es la resina compuesta, que tiene una matriz polimérica formada por una resina de dimetacrilato, rellenos de vidrio radiopaco, un agente de

acoplamiento de silano, y productos químicos que permiten la polimerización. Entre las ventajas del material prevalece la retención derivada de la adhesión, y la innecesaria elaboración de un diseño cavitario permitiendo la preservación de la estructura dental, empero, necesita de una correcta indicación, buen aislamiento absoluto, y una adecuada polimerización para obtener resultados clínicos satisfactorios (Ferracane, 2010). Asimismo, dentro de los materiales resinosos para reconstrucciones están las resinas bulk fill las cuales pueden ser fluidas o de consistencia viscosa; por lo general este tipo de resinas contienen en su matriz orgánica monómeros como Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, EBPDMA y en ocasiones otros tipos de monómeros con el fin de mejorar las propiedades mecánicas. De igual modo, la combinación de fotoiniciadores como las canforoquinonas, el óxido de trimetilbenzoyl-difenilfosfina y el derivado de germanio otorgan características de translucidez, optimizando la profundidad de curado y por ende las propiedades mecánicas. (Rossato et al., 2015).

Rossato et al., 2015, señalaron que el uso de las resinas bulk fill disminuyen la contracción de polimerización, y facilitan la manipulación al poder colocar espesores hasta de 4 mm. No obstante las bulk fill fluidas poseen bajas propiedades mecánicas en comparación con las bulk fill de consistencia viscosa. Entre tanto, Ferracane (2010) manifiesta que los materiales resinosos de curado dual tipo core presentan una adecuada distribución fuerzas de estrés ante la tensión y la compresión, además de excelentes propiedades adhesión y restauración, ubicándolos como una opción viable para la reconstrucción de muñones (El-deeb et al., 2016).

En efecto, los materiales resinosos “core” se caracterizan por tener un “sistema redox” que actúa como fotoiniciador permitiendo su dualidad y garantizando buenos resultados en la polimerización, además pueden ser colocados en espesores gruesos (Karakis et al., 2016).

Karakis et al., 2016 indican que la conversión del monómero es definida como el porcentaje resultante de los dobles enlaces de carbono formados debido a la

polimerización, es así que un alto grado de conversión está relacionado con excelentes propiedades mecánicas de los materiales poliméricos.

Alshalia et al., 2013 exponen que el porcentaje del grado de conversión de los materiales resinosos oscila entre de 55 a 60 %, pero aún no ha sido establecido un valor perfecto para un buen rendimiento clínico, sin embargo, se considera que los materiales con menos del 55% no son indicados para restaurar capas oclusales.

Entre tanto, es oportuno destacar la influencia de los factores intrínsecos como la concentración química de los monómeros de metacrilatos que forman la matriz, el más usado es el Bisfenol-A- Glicidil Metacrilato (Bis-GMA), el mismo que tiene un bajo grado de conversión por lo que se le suele añadir monómeros de baja viscosidad como trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA) para mejorar estas carencias. Asimismo, los fotoiniciadores juegan un papel importante ya que son los encargados de activarse al recibir el estímulo de la luz. (Alshalia et al., 2013). El grado de conversión también está ligado a factores extrínsecos como la foto polimerización, la cual depende del tiempo de exposición, la distancia entre la luz del foco y el material, la calidad de luz, además de la contracción de polimerización, color, espesor, y el tipo de relleno del material. (Alshali et al., 2013). De esta forma una insuficiente polimerización hace que los materiales de resina sean susceptibles a enzimas y sustancias exógenas del medio oral, comprometiendo su eficiencia clínica (Karakis et al., 2016).

Finalmente, el porcentaje del grado de conversión logrado es crucial para obtener propiedades óptimas de resistencia al desgaste, resistencia compresiva y traccional, estabilidad dimensional, absorción de agua, estabilidad de color y biocompatibilidad, de no lograrse la máxima conversión de los monómeros a polímeros, estas propiedades se verán afectadas, causando el fracaso definitivo de la restauración. (Lohbauer et al., 2005).

1.3. Justificación

La reconstrucción de piezas dentales es una acción clínica conservadora frecuente en odontología moderna, existe una variedad de productos usados para este fin, el mercado actual ofrece materiales con beneficios extras como: facilidad de manipulación y técnicas menos sensibles con el fin de reducir el tiempo, promoviendo excelentes resultados clínicos. Las resinas bulk fill y los cementos duales core tienen la capacidad de reconstruir hasta 5 mm de estructura dental versus las resinas compuestas cuya regla de oro es de 2mm, sin embargo después de la foto polimerización hay detalles que considerar como el grado de conversión, el cual es responsable de las características físicas y mecánicas finales de las restauraciones, por lo tanto el presente trabajo permitirá al clínico ser crítico a la hora de elegir un material que asegure un mejor futuro para la reconstrucción de muñones.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo general

Determinar el grado de conversión in vitro del sistema de composite dual core vs resina bulk fill.

1.4.2. Objetivos específicos

- Comparar el grado de conversión de las resinas evaluadas inmediatamente.
- Comparar el grado de conversión de las resinas evaluadas 24 horas después.

1.5. Hipótesis

El sistema de composite dual core tiene mayor grado de conversión que la resina bulk fill.

1.6. Variables

1.6.1 Variables dependientes

- Grados de conversión.

1.6.2 Variables independientes

- Composición de las resinas para reconstrucción de muñones (monómeros y foto iniciadores).
- Foto polimerización (tiempo, distancia, e intensidad).

Capítulo II Marco teórico

Durante la mitad del siglo XX los únicos materiales usados para restauración eran los silicatos, sin embargo, no se usaban en dientes permanentes porque sufrían un desgaste importante con el tiempo. A finales de los años 40 llegaron las resinas acrílicas las cuales presentaban insolubilidad a los fluidos orales, facilidad de manipulación y bajo costo, sin embargo, tenían también baja resistencia al desgaste y contracción de polimerización alta, produciendo filtraciones, además de coeficiente de expansión y contracción térmica elevada, lo que provocaba mayor tensión ante alimentos fríos o calientes, este problema se redujo con el uso de polvo de cuarzo y los rellenos inertes. (Anusavice, 2004).

Las primeras resinas compuestas basadas en polimetilmetacrilato no resultaron debido a que el relleno ocupaba y reducía el volumen del polímero sin adherirse, hasta que en 1962 apareció el bisfenol A glicidil metacrilato (bis-GMA), que junto a un agente de conexión de silano orgánico permitirían la adhesión entre las partículas de relleno y la matriz resinosa. (Anusavice, 2004).

2.1 Resinas dentales compuestas

Son materiales con una gran densidad de entrecruzamientos poliméricos reforzados por una dispersión de sílice amorfo, vidrio, partículas de relleno cristalinas u orgánicas y pequeñas fibras que se unen a la matriz gracias a un agente de conexión. (Anusavice, 2004).

2.2 Composición

Matriz orgánica: Uno de los monómeros más frecuentes en las resinas es el bisfenol A glicidil metacrilato (BISGMA), el cual tiene ventajas sobre los demás monómeros como: mayor índice de refracción, menor contracción de polimerización, y menor toxicidad debido a su menor volatilidad y difusión en los tejidos. Sin embargo, su baja contracción de polimerización, baja volatilidad y alta viscosidad podría influir en el grado de conversión de la resina. (Pratap, Kant Gupta, Bhardwaj, & Nag, 2019).

Otro de los monómeros que suelen estar presentes en la matriz resinosa es el dimetacrilato de uretano (UDMA) que tiene baja viscosidad, pero mayor dureza que el bisfenol A glicidil metacrilato, por lo tanto, puede reemplazarlo (Yadav & Kumar, 2019). UDMA tiene mayores grados de polimerización y conversión, no obstante, disminuyen al mezclarlo con BISGMA. (Pratap et al., 2019).

Al tener monómeros viscosos en la matriz, se necesita de monómeros diluyentes como el dimetacrilato trietilenglicol (TEGDMA) y el metacrilato de hidroxietilo (HEMA) los cuales ayudan a mejorar las características de la resina. (Yadav & Kumar, 2019).

Relleno: Son fibras o partículas de refuerzo que se dispersan en la matriz, suelen ser: vidrios, sílice coloidal, silicato, cuarzo molido y en menor medida silicato precipitado. Entre sus beneficios están:

- Mayor dureza
- Resistencia
- Disminución del desgaste.
- Reducción de contracción de polimerización.
- Reducción de la expansión y contracción térmica.
- Aumento de viscosidad.
- Disminución de absorción de agua, menor reblandecimiento y tinción.
- Aumento de radiopacidad y sensibilidad debido a los cristales de estroncio, bario y otros metales pesados que absorben los rayos x. (Cova N, 2010).

Agentes de conexión: Son adhesivos que favorecen la unión entre el relleno y la matriz, por lo general, se usan zirconatos, titanatos y los silanos. Los zirconatos son muy reactivos y permiten una adhesión fina entre la matriz y el relleno. Los titanatos actúan a través de una coordinación de protones en un sustrato y no requieren de agua para la condensación formando menos huecos en el compuesto. Los agentes de acoplamiento de silano por lo general son siliciuros orgánicos, el más común es el Y- metacriloxipropil trimetosiloxano, que ofrece estabilidad hidrolítica al evitar que el agua ingrese a la interfaz de la matriz de sílice. (Pratap et al., 2019).

Iniciadores: Son encargados de romper la doble ligadura del monómero convirtiéndolo en polímero, por lo general en una reacción química el iniciador principal es el peróxido de benzoilo. (Cova N, 2010).

Por otro lado, en las resinas activadas con luz, el iniciador más común es la alcanforquinona debido a su rango de absorbancia de 360 a 510 nm cuyo pico es 468 nm en espectros de luz visible, no obstante, su desventaja es el color amarillo que puede ser blanqueado por la luz led. Por otra parte, un líquido amarillo pálido como 1-fenil-1, 2 propanodiona es una α -dicetona que mejora las propiedades mecánicas y grado de conversión en comparación con la alcanforquinona. (Pratap et al., 2019).

Coiniciadores: Son aminas que aceleran la polimerización, como: la N, N-dimetil-p-toluidina (DMPT) y el 4- (dimetilamino) benzoato de etilo (4-EDMAB) pero son citotóxicos, sin embargo, el metacrilato de 2- (N, N-dimetilamino) etilo (DMAEMA) es una amina que no se filtra y tiene mejora biocompatibilidad. (Pratap et al., 2019).

Inhibidores o estabilizadores: Evitan la polimerización espontánea y aumenta la vida útil del material como por ejemplo las hidroquinonas. (Hirata, 2014).

Radiopacificadores: Permiten la opacidad de la resina a los rayos x, entre ellos está el vidrio de fluoruro de bario, trifloruro de iterbio, (Cova N, 2010) y el estroncio. (Hirata, 2014).

Pigmentos (Cova N, 2010).

2.3 Propiedades de los materiales compuestos

Entre las propiedades de los materiales compuestos están:

- Resistencia al desgaste.
- Resistencia compresiva y traccional.
- Estabilidad dimensional.
- Absorción de agua.
- Estabilidad de color.

- Biocompatibilidad.

Cada una de estas dependen del volumen de cada fracción, y de las características de adhesión de cada parte, los compuestos se comportan mal si la adhesión interna entre los componentes es débil. (Ahmad Rangreez & Mobin, 2019).

Los monómeros de la parte orgánica tales como Bis-GMA, UDMA, TEGDMA mejoran las propiedades mecánicas de las resinas y su función en la cavidad oral durante extensos periodos de tiempo. (Ilie et al., 2017).

El bisfenol-A glicidildimetacrilato (Bis-GMA), es altamente viscoso y de cadena corta, por lo que es necesario un monómero como el dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA) ya que cuanto mayor sea la proporción de TEGDMA en comparación con Bis-GMA, es mejor la resistencia a la tracción. (Ahmad Rangreez & Mobin, 2019).

Además, cuando aumenta la parte inorgánica (sílice, cuarzo o cerámica), se eleva la resistencia a la tracción, compresión, y desgaste del material logrando mayor dureza y resistencia a la flexión. (Ahmad Rangreez & Mobin, 2019).

2.4 Usos

Debido a su gran versatilidad, estos materiales pueden ser usados como: liners, sellantes de fosas y fisuras, núcleos, built ups, inlays, onlays, coronas provisionales, cementación de prótesis fija, sellados endodónticos, aparatos ortodónticos, y postes. (Pfeifer, 2017).

2.5 Clasificación

Según el tipo de relleno y tamaño de partículas

Microrelleno 40 – 50 nm: Contiene partículas de sílice coloidal, permiten un excelente pulido y son recomendadas en áreas altamente estéticas, sin embargo no tienen un buen comportamiento mecánico, por lo que, con el fin de superar desafíos y expandir las indicaciones se crearon resinas estéticas con

propiedades mecánicas mejoradas tales como las **Híbridas** de 10–50 μm + 40 nm y de **Mediorelleno** de 1–10 μm + 40 nm, las cuales contienen rellenos de vidrio de diferente tamaño con silica coloidal de 50 nm, siendo materiales con propiedades mejoradas de resistencia a la fractura, fuerza flexural y módulo elástico indicadas para restauraciones en sector posterior, no obstante, la pérdida de brillo superficial y el desgaste de las restauraciones sigue siendo una preocupación clínica incluso en un tiempo relativamente corto después de la colocación de la restauración. (Pfeifer, 2017).

Las resinas de **Minilleno o microhíbrido** de 0.6–1 μm + 40 nm junto a las **Nanohíbridas** de 0.6–1 μm + 5–100 nm son consideradas como compositas universales recomendadas para el sector anterior y posterior. De esta forma, ciertos estudios in vitro han comparado las propiedades mecánicas de las resinas microhíbrida, nanohíbridas, híbridas y de mediorelleno, donde se llegó a la conclusión que no hay diferencias entre las dos primeras, no obstante, en términos de pulido y retención de brillo las microhíbridas y nanohíbridas son superiores a las demás. (Pfeifer, 2017).

Las compositas de **Nanorelleno** 5–100 nm contienen el tamaño de las partículas de relleno más pequeñas hasta la fecha, no tienen partículas de vidrio adicional, y tienen excelentes propiedades estéticas debido al buen pulido, sin embargo, según las investigaciones, no superan a las microhíbridas y tienen un comportamiento similar a las nano híbridas y microhíbridas en cuanto a sus propiedades mecánicas y de profundidad de curado. (Pfeifer, 2017).

Según la consistencia

Resinas compuestas espesas: Son aquellas que tienen alta carga de relleno y comprenden las anteriormente descritas. (Cova N, 2010).

Resinas compuestas fluidas: Las partículas de relleno proveen mejores propiedades mecánicas, sin embargo, se han creado resinas fluidas con el mismo tamaño de partícula, pero con menor contenido de relleno para disminuir la viscosidad y mejorar la manipulación. Estas resinas tienen poca resistencia al

desgaste, alta contracción de polimerización, bajo modulo elástico y están indicadas como material intermediario, agente cementante y restauraciones mínimas. (Cova N, 2010).

Resinas compuestas empacables: Son resinas que permiten ser empacadas y talladas con relativa facilidad, poseen un alto porcentaje de carga cerámica, alta viscosidad, resistencia al desgaste variable, estética aceptable, alta rugosidad superficial, alto módulo de elasticidad, y por lo general están indicadas para el sector posterior. (Cova N, 2010).

2.6 Materiales de relleno a granel o bulk fill

Con el fin de evitar la técnica incremental y la contaminación entre capa y capa se han introducido los compuestos a granel, los cuales pueden usarse en capas de 4 a 5 mm en un solo paso. (Warangkulkasemkit & Pumpaluk, 2018).

En efecto, la mayor profundidad de polimerización de los compuestos resinosos, se podrían alcanzar mediante estrategias, como modificaciones en el sistema iniciador, adicionando fotoiniciadores diferentes a la alcanforquinona; con mayor translucidez por el tamaño de relleno, la concentración y el índice de refracción. (Gonçalves et al., 2018).

El límite de profundidad de curado y la contracción de polimerización de las resinas convencionales son razones por las cuales no se pueden utilizar en capas gruesas y es conveniente realizar una técnica incremental para la restauración directa de los dientes. (Van Ende, De Munck, Pedrollo Lise, & Van Meerbeek, 2017).

2.7 Clasificación de resinas bulk fill

Bulk fill base: Son usualmente de baja viscosidad, denominadas fluidas, las cuales permiten su colocación y adaptación a través de la boquilla de una jeringa en cantidades pequeñas para cavidades de poco acceso. Al tener poco material de relleno las hace menos resistentes al desgaste lo que hace necesario taparla con resinas convencionales. (Van Ende et al., 2017).

Por otro lado, las **Bulk fill full body** son consideradas como las verdaderas bulk fill, ya que se pueden aplicar directo sin necesidad de un cobertor, por lo general tiene alta carga de relleno, lo que las hace más resistentes al desgaste y manipulables. (Van Ende et al., 2017).

También existen otras resinas de alta viscosidad con partículas de relleno reforzadas que pretenden fortalecer el complejo dental restaurado, como por ejemplo los rellenos de fibras de vidrio que mejoran las propiedades y evitan la propagación del crack. **Las compositas reconstructoras de núcleos** contienen partículas de relleno de vidrio más grandes, que permiten formar muñones de corona, sin necesidad de ser pulidas para alcanzar brillo, reaccionan de forma química o de curado dual, y se pueden aplicar a granel hasta una capa de 7 mm, cabe mencionar que tienen una profundidad de curado similar a las resinas bulk fill, sin embargo, tienen diferente composición e indicación. (Van Ende et al., 2017).

2.8 Factor C y las restauraciones de resina

Entre tanto el factor de configuración (factor C) se considera un factor importante en la generación de estrés por la contracción en restauraciones de composite dental, no obstante, el estrés aumenta con la cantidad de superficies unidas por una restauración en el caso de los materiales compuestos convencionales. (Papadogiannis, Tolidis, Gerasimou, Lakes, & Papadogiannis, 2015).

De esta forma, las bulk fill al ser indicadas para la reconstrucción de muñones, resultan ser una oportunidad para disminuir los errores de técnica y la contaminación entre capas. (Van Ende et al., 2017).

Entre los objetivos del uso de materiales de relleno a granel está agilizar el proceso de restauración del operador, sin embargo, la inserción del compuesto en un solo incremento ha sido contraindicada durante mucho tiempo debido a dos razones principales:

- Los materiales convencionales no deben colocarse en más de 2 mm de espesor para garantizar una conversión adecuada del monómero a polímero en la parte inferior del incremento.
- Las investigaciones in vitro han demostrado que estos materiales pueden requerir al menos 20 segundos de foto activación para alcanzar niveles de conversión comparables a los compuestos convencionales colocados incrementalmente.

Estudios clínicos han demostrado que estos materiales de relleno a granel se comportan de manera similar a los compuestos convencionales con los que se compararon en un seguimiento de 5 años. (Van Ende et al., 2017).

Dentro de las modificaciones químicas del monómero incluye la introducción de un metacrilato capaz de someterse a una fragmentación por adición de radicales libres, como en el caso del material Filtek Bulk Fill (3M-ESPE), se trata de un mecanismo que permite que la red reticulada de formación se adapte al desarrollo de tensión durante la polimerización, disminuyendo significativamente su valor final, ésta tecnología ha demostrado que reduce la tensión de polimerización en comparación con los compuestos convencionales, a pesar de que no fue el más bajo entre los materiales de llenado a granel probados, el grado de conversión a 4 mm no era estadísticamente diferente del de control y fue comparable con el valor obtenido a 1 mm por consiguiente los estudios in vitro parecen sugerir que requieren al menos 20 s de foto activación para producir estos resultados. (Pfeifer, 2017).

2.9 Materiales dentales para la reconstrucción de muñón

Para Dietschi, Bouillaguet & Sadan, 2016 las características físicas deseables para los materiales reconstructores de muñones son:

- Elevada resistencia a la compresión y a la flexión.
- Estabilidad dimensional.
- Facilidad de manipulación.
- Tiempo de fraguado leve.

- Capacidad de unir el diente a un poste.

Por su parte, Kumar & Shivrayan, 2015 mencionan que los materiales más usados para la reconstrucción directa del núcleo son: las amalgamas altas en cobre, compuestos a base de resina de foto curado, compuestos a base de titanio de auto curado, compuestos modificados con poliácidos, y ionómeros modificados con resina y cermet, estos últimos no fueron diseñados para este propósito, no obstante, se tomaron como opciones válidas debido a sus propiedades de liberación de flúor, color agradable, adhesión a la estructura dental, fraguado rápido, elección del mecanismo de curado y sus propiedades de manejo.

Durante la última década, las técnicas y los materiales han mejorado, pero el obstáculo más grande es encontrar la combinación perfecta para el éxito continuo, es así que el material ideal no existe, no obstante, los materiales usados en la cavidad oral deben ser parecidos a las estructuras dentarias en cuanto a sus propiedades físicas, mecánicas, resistencia a las fuerzas masticatorias, y su apariencia similar al esmalte y la dentina. (Vaderhobli R, 2011), es así, que de acuerdo a estos criterios las resinas parecen ser mejores que el cemento de plata-ionómero de vidrio y la amalgama, no obstante, a continuación mencionamos las opciones más viables para la reconstrucción de muñones. (Dietschi et al., 2016).

2.10 Ionómeros de vidrio

Consisten en ácido poliacrílico y cargas inorgánicas que sufren una reacción ácido-base. (Hassani Katehsari & Niedermeier, 2019).

Son materiales ampliamente investigados desde su aparición en 1970, que poseen un coeficiente de expansión térmica similar a la dentina y se puede llenar a granel, las nuevas generaciones tienen un fraguado más rápido y ya no son sensibles a la hidratación o desecación. (Vaderhobli R. , 2011).

Según la clasificación de ADA se dividen en: Tipo I Cementos, Tipo II materiales de relleno. Entre las ventajas del ionómero de vidrio está su capacidad de unión

química a la estructura dental, resistiendo a la degeneración y no ruptura, evitando fugas, pero en situaciones de carga no son confiables debido a su escasa fuerza y baja resistencia a la fractura. (Vaderhobli R. , 2011).

Por otro lado, Nicholson y Czarnecka (2016, pp. 161-175) afirma que los ionómeros modificados con altos porcentajes de resina son desarrollados con nanotecnología, donde los nanorellenos se juntan con fluoruaminosilicatos y permiten la liberación de fluor, calcio y fosfato siendo usados como un revestimiento duradero fotopolimerizable y con alivio de la hipersensibilidad dentinal. Además, presentan mayor resistencia a la flexión que cualquier ionómero (Vaderhobli R. , 2011) y es que a pesar de que se puede indicar para reconstrucciones moderadas, las resinas compuestas han reemplazado los ionómeros de vidrio para la fabricación de muñones. (Dietschi et al., 2016).

2.11 Resinas

A pesar de que existen resinas de auto polimerización elaboradas en dos pastas y de foto polimerización, éstas últimas eliminan el riesgo de incompatibilidad química de los adhesivos de las resinas de auto polimerización. Es así, que las resinas compuestas constituyen el material más usado para devolver la estructura dental perdida y presentan una resistencia a la compresión de 280 MPa y un módulo de Young de 10 a 16 Gpa similar a la dentina; cuando polimerizan correctamente su aspecto estético y sus propiedades mecánicas son excelentes, por lo general necesitan de 500 a 800 mW/ cm² de luz azul por 30-40 segundos para polimerizar una capa. (Dietschi et al., 2016).

El uso de una técnica incremental de 2mm permite una correcta polimerización con la conversión del monómero a polímero en la parte inferior del incremento. Sin embargo, una de sus desventajas es que pueden quedar huecos entre las capas por la dificultad de colocación, y el otro problema es la contracción de polimerización conduciendo a micro filtración, decoloración marginal y caries secundaria. (Warangkulkasemkit & Pumpaluk, 2018).

2.12 Cementos resinosos

Los cementos de resina actuales son populares debido a su amplia gama de usos, además por su alta resistencia a la compresión y tracción, baja solubilidad y excelente potencial estético. (Trushkowsky, 2015).

La matriz de los cementos puede formarse de tres maneras: mezclando dos o más componentes llamados de curado químico, activando moléculas fotosensibles del material a través de luz visible, o combinando los dos métodos el cual es denominado curado dual. (Trushkowsky, 2015).

2.13 Cementos resinosos duales core

La aplicación de los cementos resinosos como materiales reconstructores de núcleos se ha explorado debido a su potencial para reducir el tiempo de procedimiento y la sensibilidad técnica. (Walcher, Leitune, Collares, de Souza Balbinot, & Samuel, 2019).

Tonetto et al., 2013 revelaron que la auto activación de los cementos de doble curado core empieza con la reacción del peróxido de benzoilo y una amina terciaria generando radicales libres y rompiendo los dobles enlaces alifáticos de carbono para empezar la polimerización, mientras el sistema iniciador de la activación de luz se basa en alcanforquinona que absorbe la energía de la luz visible en una longitud de onda entre 400 y 500 nm y se combina con la amina terciaria descomponiéndose en radicales libres reactivos. A pesar de tratarse de 2 modos de activación diferentes, algunos cementos de resina de doble curado necesitan una activación ligera para elevar su grado de conversión.

No obstante, gracias a su composición, la tensión de contracción de estos materiales es baja y permite un endurecimiento rápido e inicial de las primeras capas de la resina logrando estabilidad en las restauraciones, mientras que las capas más profundas que reciben luz insuficiente son polimerizadas por la reacción del curado químico. (Wang & Wang, 2019).

Asimismo, Walcher et al., 2019 demuestran que debido a la polimerización química los cementos duales, presentan un aumento de grado de conversión después de 24 horas, sugiriendo su uso con certeza para restauraciones posteriores y de núcleos ya que poseen propiedades físicas y mecánicas adecuadas.

De esta manera, ParaCore Automix 5 ml (Coltene Whaledent, USA) es un material de acumulación de núcleo dual reforzado con fibra, radiopaco, que presenta una consistencia apilable. El tamaño macroscópico de sus haces de fibra unidireccionales refuerza las resinas, mejora sus propiedades mecánicas, y afectan el proceso de fractura que resulta en la interrupción de la progresión del crecimiento de la grieta, por lo tanto, mejora la dureza de la fractura del material compuesto reforzado con fibra. (Agrawal & Mala, 2014).

2.14 Foto polimerización

En la foto polimerización de una resina dental, un adhesivo, un sellador o un cemento, el clínico debe tratar de entregar suficiente exposición radiante a las longitudes de onda correctas de las luces requeridas por el fotoiniciador de la resina. (Price, 2017).

En consecuencia, el curado de la luz visible es la interacción física (absorción) de fotones en una longitud de onda que da lugar a la conversión de la luz visible en energía almacenada, y que más tarde es utilizada para la creación de radicales libres, dependiendo del fotoiniciador utilizado; el compuesto debe reaccionar con una molécula intermedia (amina), que luego pasa a formar radicales libres y causa polimerización, o puede descomponerse directamente en uno o más radicales libres. (Rueggeberg, Giannini, Galvão Arrais, & Price, 2017).

Una propiedad fundamental de toda la energía electromagnética (EM) es que es sinusoidal y viaja a la velocidad de la luz, estas ondas sinusoidales atraviesan una distancia establecida usando un número específico de ondas completas para lograrlo, el número de ondas por segundo se conoce como la "frecuencia" de la

radiación, y la longitud física de cada onda completada (ciclo) se denomina su "longitud de onda". (Rueggeberg et al., 2017).

En general, la recomendación para los materiales convencionales es utilizar incrementos no más gruesos que 2 mm. No obstante, si la punta de la fuente de luz no está correctamente posicionada, o el material está situado en la parte inferior de una caja proximal, existe la posibilidad de luz insuficiente para alcanzar la profundidad completa, incluso en un incremento de 2 mm. Todo esto ha llevado a los fabricantes a desarrollar materiales que podrían ser colocados en un incremento, con o sin la necesidad de un paso adhesivo (Cova N, 2010).

2.15 Foto polimerización de la resina restauradora.

Lo que los humanos perciben como "luz" es la radiación electromagnética (EM) y los colores que percibimos están asociados con diferentes rangos de longitudes de onda EM. Nuestro espectro visible varía de violeta que son longitudes de onda cortas alrededor de 400 nm a rojo, que se componen de longitudes de onda más largas alrededor de 700 nm de luz. Por debajo de 400 nm se considera las radiaciones ultravioletas A (UV) que llevan más energía que longitudes de onda más largas, de esta forma la mayoría de las luces de curado dental se encuentran entre 400 y 500 nm, detalle que es relevante al momento de foto curar las resinas dentales. (Rueggeberg et al, 2017).

2.16 Foto iniciadores

Los tipos de foto iniciadores que se utilizan en la odontología son tipos I y II, éstos contienen tipos específicos de enlaces que son capaces de absorber la radiación EM, pero sólo dentro de rangos de longitud de onda muy específicos. (Rueggeberg et al., 2017).

Los fotoiniciadores de tipo I tienen un mayor rendimiento cuántico y requieren menos fotones para generar un radical libre que los iniciadores de tipo II. Esto se debe a que los fotoiniciadores tipo II (camforquinona y fenil propanediona) requieren energía, tanto para un agente secundario de transferencia de

electrones, como para un agente de aceptación de electrones de amina, para generar un radical libre. (Rueggeberg et al., 2017).

En contraste, los iniciadores de tipo I (Lucerin, y derivados de dibenzoil germanio como Ivocerin) no necesitan co-iniciadores adicionales porque se descomponen directamente en uno o más radicales libres al recibir suficiente energía a la longitud de onda correcta. (Rueggeberg et al., 2017).

Estos cuatro fotoiniciadores son todos altamente reactivos a longitudes de onda de menos de 330 nm, pero en el rango de 330 a 510 nm, se puede ver que la camforquinona (CQ) es el más sensible a la luz en la región azul cerca de 468 a 470 nm. En la región de 390 a 410 nm, foto iniciadores de tipo I como Lucerin e Ivocerin son más reactivos y tienen mayor eficiencia cuántica en comparación con los fotoiniciadores como caforquinona y fenil propanediona.

Iniciadores como Ivocerin y fenil propanediona se activan por la radiación EM que se encuentra en los rangos de color violeta y azul. Por ejemplo, Ivocerin es más reactivo a 408 nm, pero sigue siendo muy sensible a las longitudes de onda de luz entre 400 y 430 nm. (Rueggeberg et al., 2017).

2.17 Lámparas de fotocurado

A finales de la década de 1970, la compañía LD Caulk introdujo el primer sistema restaurador dental de curado por UV, la formulación de la resina era a base de uretano metacrilato, y el foto iniciador se activaba absorbiendo energía radiante a longitudes de onda aproximadamente de 365 nm, sin embargo existían problemas con la falta de colocación del espesor incremental (mayor a 1 mm), junto con la necesidad de exponer cada incremento durante 20 a 60 segundos, lo que condujo a una adaptación lenta en la práctica clínica, además de la formación de cataratas en el operador, la posibilidad de alterar significativamente la microflora y los límites de radiación se restringieron a estar dentro de la considerada sólo como luz visible: 380 nm y 700 nm. (Rueggeberg et al., 2017).

2.18 Luces de cuarzo-tungsteno-halógeno

La bombilla contiene un gas halógeno a base de cloro y un filamento de tungsteno, cuando pasa una corriente eléctrica a través del filamento, el alambre de tungsteno se vuelve incandescente y los átomos se vaporizan de su superficie, este proceso libera un amplio espectro de energía radiante, la mayoría de los cuales se emite en la región infrarroja. En condiciones ideales, la bombilla QTH debe durar aproximadamente 50 horas y un ventilador dentro de la unidad disipa el calor no deseado lejos de la bombilla, los filtros y el reflector. Sin embargo, la vida útil de la bombilla se acortará si el usuario apaga la fuente de alimentación inmediatamente después de su uso para detener el ruido del ventilador. Se ha estimado que hasta el 70% de la energía eléctrica en la bombilla QTH se convierte en calor, con sólo un 10% de luz visible. Aunque las luces QTH ofrecen un amplio espectro de emisiones, las unidades proporcionaron una potencia radiante relativamente baja, y requerían un tiempo de exposición de entre 30 y 60 segundos para fotocurar adecuadamente un incremento de 2 mm de espesor de compuesto de resina. (Rueggeberg et al., 2017).

2.19 Luces de arco de plasma

Estas luces fueron promovidas para ofrecer una alta irradiancia, las unidades iniciales recomendaban tiempos de exposición de 3 y 5 segundos para foto polimerizar un incremento de 2 mm de espesor de compuesto resinoso. (Rueggeberg et al., 2017).

No obstante, cuando se aplica un potencial de alta tensión, se forma una chispa que ioniza el gas de xenón, esta chispa actúa como un emisor de luz, así como un medio gaseoso (un plasma) para mantener la chispa. Aunque estas luces son excelentes luces de curado; son caras, ruidosas, grandes, no portátiles y no se pueden manejar con batería. Como resultado, se han vuelto menos populares en los últimos años. (Rueggeberg et al., 2017).

2.20 Láser de iones de argón

Se desarrolló alrededor del mismo tiempo en que se introdujeron las luces de arco de plasma, el término "láser" es un acrónimo de Amplificación de Luz por Emisión Estimulada de Radiación. Los láseres funcionan suministrando energía eléctrica a átomos específicos dentro de la unidad, los electrones se "emocionan" y pasan de una órbita de baja energía a una órbita de energía más alta alrededor del núcleo del átomo, cuando los electrones regresan a su estado normal emiten fotones que están todos en la misma longitud de onda. Se consideró que el láser de iones de argón era una opción viable, sin embargo, ahora que las luces de curado LED de alta están disponibles, se han vuelto menos populares porque son caras, no portátiles, tienen un espectro de emisión estrecho y no se pueden utilizar con batería. (Rueggeberg et al., 2017).

2.21 Tecnología de diodos emisores de luz

Se produjo a principios de los 90, el espectro de emisiones de los LED azules coincide estrechamente con el perfil de absorción del fotoiniciador tipo canforoquinona, utilizado en la mayoría de las resinas dentales. Entre sus ventajas están: son ligeras, accionadas por batería, muy eficientes y no filtradas.

El material semiconductor de estas luces, está hecho con una mezcla de nitruro de galio y nitruro de indio que ha sido dopado con impurezas para crear un p-n entre los 2 materiales semiconductores, el lado "p" (positivo) contiene un exceso de "agujeros", y el lado "n" (negativo) contiene un exceso de electrones, la luz azul emitida por el LED tiene un ancho de banda aproximado de 20 a 25 nm. (Rueggeberg et al., 2017).

2.22 Luces de diodo emisor de luz de primera generación

Estas unidades iniciales entregaban una salida de energía radiante baja y generaron interés porque eran inalámbricos, requerían poco mantenimiento, eran ligeros, y se decía que sus LEDs duraban miles de horas, también ofrecían una eficacia luminosa aproximadamente de 2,5 veces mayor que la bombilla QTH típica, y la longitud de onda azul estaba en el rango de máxima absorción

de las canforoquinonas, haciéndolos eficientes en la producción de radicales libres necesarios para foto polimerizar resinas dentales. Debido a que estas primeras unidades LED tenían una salida relativamente baja, se pensó que todas las unidades LED generaban "luz azul fría" y poco calor, sin embargo, las afirmaciones de la baja generación de calor de estas primeras luces LED se debió a su baja potencia radiante. (Rueggeberg et al., 2017).

2.23 Luces de diodo emisor de luz de segunda generación

Estos nuevos emisores LED entregaron una mayor salida de potencia radiante, el tiempo de exposición recomendado utilizando los nuevos chips LED azules se convirtió en menos que de las luces QTH, una característica que aumentó la comercialización de las luces de curado LED. No obstante, con el aumento de la potencia radiante, vino la necesidad de enfriar el emisor LED lo cual se volvió crítico de lo contrario el LED se sobrecalentaría y se destruiría a sí mismo, Aunque estas luces eran más compactas y potentes que las de la "primera generación" ninguna de las dos proporcionó mucha luz por debajo de los 420 nm. (Rueggeberg et al., 2017).

2.24 Luces de diodo emisor de luz de tercera generación:

Con la incorporación de diferentes emisores de color LED en la unidad, se dió lugar a las luces de curado LED de "tercera generación", lo que significa que emiten una combinación de luz violeta y azul. (380-500-nm). Estas son de amplio espectro y pueden activar todos los fotoiniciadores utilizados en las resinas dentales. (Rueggeberg et al., 2017).

Los fabricantes rara vez revelan los componentes patentados utilizados en sus productos, por ello es mejor suponer que el fabricante producirá una luz de curado LED de polionda, donde se beneficiarán con el uso de una lámpara de curado LED de tercera generación como es el caso de Ivoclar Vivadent, Heraeus Kulzer, GC o Ultradent. Pero si el fabricante sólo ofrece una LCU de longitud de onda de pico único como es el caso 3M, es poco probable que sus resinas se

beneficien del uso de una luz de curado LED de tercera generación. (Price, 2017).

2.25 Intensidad

Una de las principales razones para el fracaso de las restauraciones de resinas compuestas, es la falta de una adecuada polimerización, lo cual requiere de una intensidad que puede ser variable y su acción dependerá del tiempo de exposición para poder hacer que los fotones lleguen a todas las zonas del material buscando que esta luz aporte suficientes fotones en una longitud de onda adecuada para generar una reacción química que provea una buena polimerización. (Omidi , Gosili, Jaber-Ansari , & Mahdkhah , 2018).

La importancia de la polimerización se ha vuelto más prominente ya que se ha demostrado que la fuerza de estas restauraciones depende del grado de polimerización de las resinas compuestas, de lo contrario se producirán efectos adversos como efectos biológicos, aumento de la absorción de agua, solubilidad compuesta y reducción de la dureza. (Omidi et al., 2018).

Entre tanto, hay muchos factores que influyen en la polimerización de los compuestos como: la intensidad de la salida de luz de las unidades de foto polimerización, la longitud de onda, el ancho de banda de la luz, la duración de radiación, la ubicación de la cavidad dental con respecto a la punta del dispositivo, además de la composición, color y grosor del material. (Omidi et al., 2018).

La intensidad de la luz de los dispositivos de curado está definida por Organización Internacional de Normalización como el Norma ISO 4049, el cual recomienda una intensidad de 300 mW / cm² con un ancho de banda de longitud de onda de 400-515 nm en la punta del dispositivo de foto curado, en este estándar longitud de onda, se supone que la profundidad mínima de curado es de 1,5 mm, que es el 50% de la longitud de la muestra compuesta, la intensidad de radiación insuficiente no siempre se compensa prolongando el tiempo de

exposición, en consecuencia, se necesita un radiómetro digital para medir la intensidad del curado. (Omidi et al., 2018).

2.26 Grado de conversión

El Grado de Conversión (GC) es una manera cuantificar la efectividad de la polimerización, de esta forma, se mide el porcentaje de conversión del doble enlace carbono-carbono alifático (C=C) a enlace simple carbono-carbono aromático (C-C) para formar la red polimérica. (Wang & Wang, 2019).

Debe reconocerse que el GC aplica a los cambios relativos de la concentración general del reactivo inicial (Ferracane, y otros, 2017), sin embargo, está inevitablemente muy por debajo del 100% para la mayoría de los polímeros dentales, ya que lograr una conversión completa en condiciones de curado sub ambiental resultaría en un polímero de goma en lugar de uno de vidrio. (Papadogiannis, Tolidis, Gerasimou, Lakes, & Papadogiannis, 2015). Además, cabe mencionar que debido al efecto gel, disminuye la velocidad de difusión de los componentes orgánicos y bloquea la red polimérica evitando su conversión total. (Moldovan et al., 2019).

De esta manera, un alto grado de conversión está relacionado con mejores propiedades mecánicas, baja absorción de agua, poca liberación de componentes tóxicos y biocompatibilidad (Papadogiannis et al., 2015). Asimismo, Abed, H.A, & Alrobeigy, 2015 mencionan que una inadecuada polimerización trae consecuencias como filtración marginal, decoloración, disminución de fuerza de adhesión, y hasta un acelerado desgaste debido a la oxidación y la degradación hidrolítica del monómero atrapado en la restauración.

En clínica la manera más común para elevar el porcentaje de conversión es proveer la energía necesaria aumentando el tiempo de curado, varios estudios dirigidos a los materiales disponibles actualmente han acentuado la necesidad de aplicar por lo menos 20 segundos, pero señalan que es mejor 40 segundos de irradiación e incluso con el uso de luces LED de alta irradiancia. (Wang & Wang, 2019).

Por otra parte, Shimokawaa et al., 2018 afirma que es preferible el uso de una unidad de curado con punta ancha y una distribución de luz homogénea al polimerizar.

Leprince et al., 2013 menciona que existen factores ligados a la composición de las resinas que influyen en el grado de conversión como la viscosidad, entre tanto. Jain, Mehta, Meena, & Gupta, 2018 afirman que la flexibilidad y la viscosidad de las resinas, resultan especialmente de los monómeros que las componen, y explican que el enlace intermolecular de hidrogeno (H) entre los grupos hidroxilos colgantes y el anillo aromático rígido basado en bisfenol A afecta de forma negativa en la conversión, mientras que UDMA es menos viscoso y tiene mayor flexibilidad porque tiene un grupo imino (-NH-) que forma enlaces de H intermoleculares más frágiles en comparación con el grupo hidroxilo, además, el grupo el mención permite la continuación de la polimerización a través de reacciones de transferencia en cadena, por otra parte los enlaces de éter (C-O-C) en la molécula de TEGDMA proporciona menos viscosidad y más grado de conversión. En consecuencia, aquellos materiales que contienen Bis-GMA, tienen un porcentaje de conversión final limitado a un 30%; entre tanto, TEGDMA puro, que es menos viscoso, tiene un grado final de conversión aproximado del 60 %, es probable que UDMA y TEGDMA estén presentes en concentraciones más altas en las resinas compuestas y que representen el mayor grado inicial de conversión. (Gonçalves et al., 2010) (Gonçalves et al., 2015).

Además, otro factor importante para facilitar una conversión alta es la traslucidez de los compuestos resinosos, la cual se puede mejorar aumentando el tamaño del relleno y haciendo coincidir el índice de refracción de la matriz con el relleno; o adicionando y/o combinando foto iniciadores; por ejemplo las alfa dicetonas que son iniciadores, tales como la alcanforquinona, fenilpropanodiona, oxido de acilfosfina, y compuestos de germanio como el bis-(4-metoxibenzoil) dietilgermane, los cuales pueden ser irradiados con luz visible. (Bolaños et al., 2020).

Es interesante saber que el grado de conversión también está ligado a la temperatura de transición vítrea del monómero sin reaccionar, además que la

diferencia entre los índices de refracción de la matriz orgánica y la composición inorgánica está marcado por el material no polimerizado e interviene en las propiedades ópticas y la dispersión de la luz de los materiales resinosos (Nakajima et al., 2012), por lo tanto, el ajuste de esta discrepancia, mediante la adición de materiales como tio-uretano, que tiene un tiol aromático y funcionalidades de uretano es conocido por aumentar el índice de refracción de los compuestos orgánicos permitiendo una mejor transmisión de luz y profundidad en la polimerización. (Faria-e-Silva & Pfeifer, 2017).

De esta manera, la traslucidez de las resinas también está ligada a las alteraciones que puedan surgir en los índices de refracción, a causa de las reacciones fisicoquímicas (Balbinot et al., 2019), se dice que el consumo de alcanforquinona en la polimerización disminuye la absorción, lo cual eleva la transmitancia de luz (Par et al., 2017). Harianawala et al., 2014 anunció que la transmitancia de los materiales permite cuantificar la fracción de luz incidente en una longitud de onda específica, que pasa través de una muestra, mientras que Arikawa et al., 2004 indicó que la absorción total de luz de los foto iniciadores en la fotoactivación tiene un efecto en la eficiencia de la polimerización de las resinas lo cual permite medir el grado de conversión.

Existen técnicas que se aplican para cuantificar el GC y la tasa instantánea de las reacciones de polimerización, por lo general las técnicas espectroscópicas vibratorias infrarrojas por transformada de Fourier (FTIR), la reflexión total atenuada FTIR (ATR-FTIR) y las espectroscopias FT-Raman sirven para detectar y analizar la composición estructural y química de diversos materiales poliméricos. (Bolaños et al., 2020).

Jain et al., 2018 afirma que la espectroscopia infrarroja por transformada de Fourier (FTIR) es conocida como un método confiable, ampliamente usado capaz de detectar las vibraciones de estiramiento C = C, antes y después del curado de los materiales, por lo que es importante describirlas a continuación:

La **Espectroscopia de infrarrojo medio de transformada de Fourier** que abarca 4.000–400 cm⁻¹ (2.500–25.000 nm) provee directamente la

concentración de grupos reactivos asociados con un proceso de polimerización al igual que la **Espectroscopia de infrarrojo cercano de transformada de Fourier** que comprende de 4.000 a 12.500 cm^{-1} (2.500–800nm), proporcionando un medio para medir el metacrilato y otras concentraciones de grupos reactivos, implicando la absorbancia de bandas armónicas y combinadas. Su capacidad de absorción es generalmente menor a la del infrarrojo medio, esto quiere decir que las muestras más gruesas (100 μm hasta 5–10 mm) son las más adecuadas para analizar y obtener una conversión masiva promedio en pruebas mecánicas, mediciones de estrés de polimerización y otros protocolos de prueba. (Ferracane et al., 2017).

La Espectroscopia de Raman examina la dispersión de la longitud de onda como resultado de su interacción con la rotación y los niveles de energía vibracional de las moléculas que incluyen grupos vinilos y otros grupos funcionales reactivos, en ocasiones una fuerte auto fluorescencia relacionada con las muestras podría excluirla como una opción viable. (Ferracane et al., 2017).

En sí, la espectroscopía FTIR es basada en la absorción de luz, ATR FTIR usa una propiedad de reflexión interna total que resulta en una onda que se desvanece, y Raman es basada en la dispersión de luz por moléculas vibratorias. (Bolaños et al., 2020).

Cabe mencionar también que, la **Espectroscopia de resonancia nuclear** de ángulo mágico, no se utiliza ampliamente en la caracterización de la polimerización, pero ofrece la capacidad de proporcionar una medición directa de la concentración del grupo reactivo residual. (Papadogiannis et al., 2015).

2.27 Factores que intervienen en el grado de conversión de los materiales para reconstrucción de muñones

Varios factores pueden influir en el GC, como la fuente de luz utilizada, la densidad de potencia, la longitud de onda, el tiempo de irradiación, el tamaño de la punta de la luz, el método de foto activación, la distribución, la cantidad de

cargas inorgánicas, el tipo y la cantidad del fotoiniciador, además del color afectan fuertemente el GC de las resinas compuestas. (Papadogiannis et al., 2015).

Ferracane et al., 2017 afirman que en el desarrollo de la red polimérica y la evolución de sus propiedades existen factores vinculados al grado de conversión como: la inducción, el cual es el tiempo de retraso entre la iniciación del proceso y el inicio real de la polimerización, causado por el consumo rápido del inhibidor y el oxígeno suelto de un radical libre al inicio de la polimerización, o por un tiempo de trabajo prolongado debido a una polimerización redox o doble curado. Por otra parte, la vitrificación limitante de la conversión, el postcurado, y las fracciones de sol/gel también se pueden analizar para obtener información sobre el grado de conversión.

Por otro lado, Papadogiannis et al., 2015 demostraron que los compuestos de relleno a granel probados en su estudio variaron en su porcentaje de GC y que la mayor conversión se observó en los compuestos libres de bis-GMA. Asimismo, ha sido documentado por mucho tiempo que la molécula de bis-GMA de alto peso molecular, con una columna vertebral aromática rígida e hidrógeno intermolecular con fuerte capacidad de unión, demuestra movilidad molecular reducida y por lo tanto reducción de conversión en la red de polímeros, además que los materiales que contienen UDMA y TEGDMA, permiten una mayor conversión final.

2.28 Espectrometría infrarroja media con transformación de fourier (ftir)

El espectro de infrarrojo medio alcanza 4000–400 cm^{-1} que corresponde a 2.500–25.000 nm, contiene varias bandas de absorbancia asociadas con el doble enlace carbono-carbono en monómeros de metacrilato. Estas bandas de absorción pueden ser para grupos de vinilo, así como para grupos reactivos alternativos como tiols, isocianatos, epóxidos y otros materiales que también se pueden identificar en la región de infrarrojo medio. (Ferracane et al., 2017).

Dependiendo de la composición de la resina, también puede haber otras absorciones superpuestas que complican o eliminan la elección de ciertas bandas de grupo reactivas, y su nivel de absorción generalmente alto dentro de la región espectral impone restricciones de espesor de la muestra para lo cual el accesorio de reflexión total atenuada (ART) se puede instalar en un espectrofotómetro FTIR estándar o en dispositivos ART-IR, este enfoque ART utiliza un sustrato de índice de refracción alto que da múltiples reflejos internos de la señal IR en la interfaz de la muestra, y la absorbancia resulta de la penetración de la señal en cada reflexión, por lo tanto, puede acomodar una variedad de espesores de muestras y proveer información espectral de medio-IR exclusivamente de la superficie. (Ferracane et al., 2017).

El FTIR medio es considerado el método más utilizado para la determinación cuantitativa del porcentaje del GC, en cuanto a su uso, el análisis de las muestras complejas puede realizarse mediante espectrometría de absorción o de emisión; además puede ser usado en estudios microscópicos de superficies, análisis de sólidos mediante reflectancia total atenuada y reflectancia difusa, medidas foto acústicas, entre otros. La mayor parte de estos equipos están basados en el interferómetro de Michelson que consiste mínimamente de espejos y un divisor de haz, aunque también hay otros tipos de sistemas ópticos disponibles.

Los espectros resultantes presentan casi siempre bandas a 3450 y 1640 cm^{-1} (2.9 y 6.1 μm) debido a la humedad absorbida, en efecto, la mayor parte de los compuestos orgánicos tienen algunas bandas de absorción en toda la región del FTIR medio y a veces es imposible encontrar un solvente que no permita el traslape de picos, razón por la que los espectros se obtienen a menudo en dispersiones del sólido en una matriz líquida o sólida, y es donde se recomienda que la muestra sólida se debe pulverizar hasta sus partículas sean más pequeñas que la longitud de onda de la radiación; entre las técnicas más populares para realizar muestras sólidas está la formación de pastillas de bromuro de potasio (KBr), aunque también se pueden usar otros haluros de metales alcalinos, los cuales permiten que el pulverizado sometido a una presión hidráulica adecuada logre propiedades transparentes o translúcidas como el

vidrio. En ésta técnica, se mezcla 1mg o menos de la muestra pulverizada, con aproximadamente 100 mg de polvo de bromuro de potasio desecado, esto se puede realizar en un mortero a mano o en un pequeño molino de bolas, luego se presiona la mezcla en un troquel especial entre 10.000 y 15.000 libras por pulgada cuadrada hasta obtener un disco transparente y el disco se coloca en la trayectoria del haz del instrumento para el examen espectroscópico, de esta manera al ser iónico el KBr permite la transmisión de la luz del infrarrojo hasta una frecuencia de aproximadamente 400 cm^{-1} . (Skoog , Holler , & Crouch, 2008).

En cuanto al mecanismo de activación del infrarrojo medio, para obtener resultados satisfactorios es necesario que la velocidad del espejo móvil sea constante y que su posición se conozca con exactitud en cualquier instante, también debe permanecer constante el plano del espejo a lo largo de todo el recorrido de 10 cm o más. Este montaje se acciona por medio de un motor de accionamiento lineal y una bobina electromagnética donde una corriente creciente de la bobina mueve al espejo a una velocidad constante y al alcanzar el extremo final, el espejo regresa con rapidez al punto de partida para el próximo barrido; la longitud del recorrido varía de 1 a 20 cm y las velocidades de barrido oscilan de 0.01 a 10cm/s. (Skoog et al., 2008).

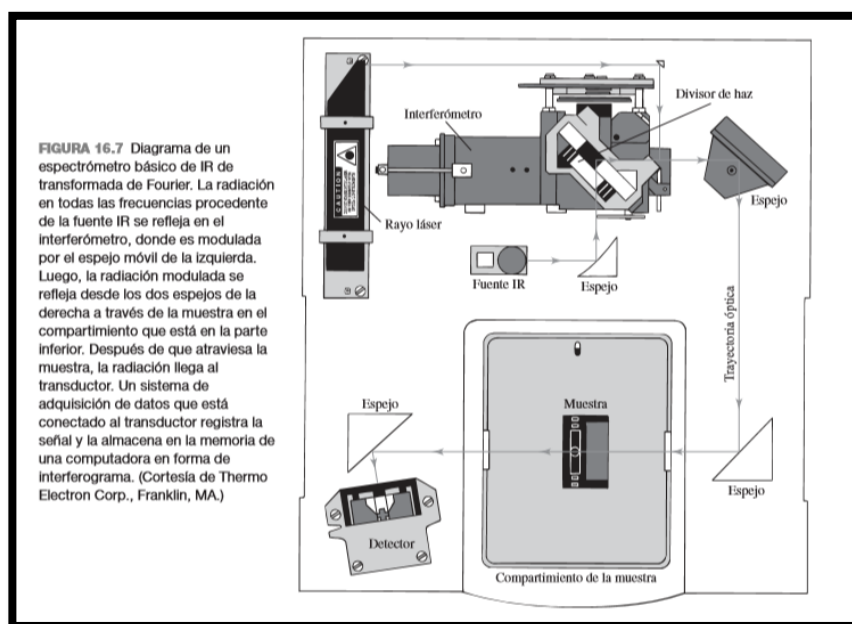


Figura 1 Diagrama de Espectrofotómetro básico de Infrarrojo de transformada de Fourier

Además, un sistema de tres interferómetros permite precisión al determinar las frecuencias espectrales y supera a los instrumentos de red ordinarios, por lo que a continuación se describen:

El sistema 1 es el infrarrojo que proporciona en última instancia semejante al que se muestra en la curva A.

El sistema 2 es el sistema de referencia de franjas láser que proporciona información del intervalo de muestreo y consta de un láser de helio/neón, un sistema interferométrico con los espejos MM2 y M2, un divisor del haz B2 y un transductor T2. La señal de salida de este sistema es una onda coseno, como se indica en la parte C, esta señal se convierte electrónicamente en la onda de forma cuadrada que se muestra en D; el muestreo comienza y termina en cada cruce sucesivo con el cero. Este sistema permite intervalos de muestreo muy reproducibles con separación regulada.

El tercer sistema es el sistema de luz blanca, que emplea una fuente de tungsteno S3 y un transductor T3 sensible a la radiación visible, y como la fuente es poli cromática, su potencia cuando el retraso es cero es mucho mayor que cualquier señal anterior y posterior a ese punto. (Skoog et al., 2008).

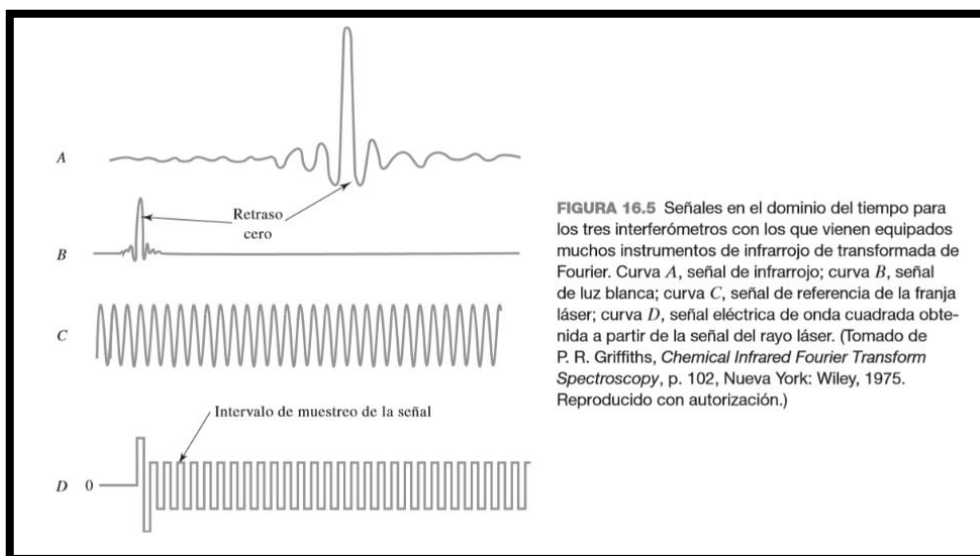


Figura 2 Señales de Interferómetros

Perkin elmer spectrum one es un espectrómetro de un solo haz, el cual permite determinar la transmitancia o la absorbancia. En primer lugar, se obtiene un interferograma de referencia mediante barridos de 20 a 30 veces, acumulando y almacenando los resultados en la memoria de la computadora del instrumento, casi siempre después de convertirlos en el espectro, se coloca la muestra en la trayectoria de la radiación y se repite el proceso, finalmente con esta relación se calcula la absorbancia en función del número de onda. (Skoog et al., 2008).

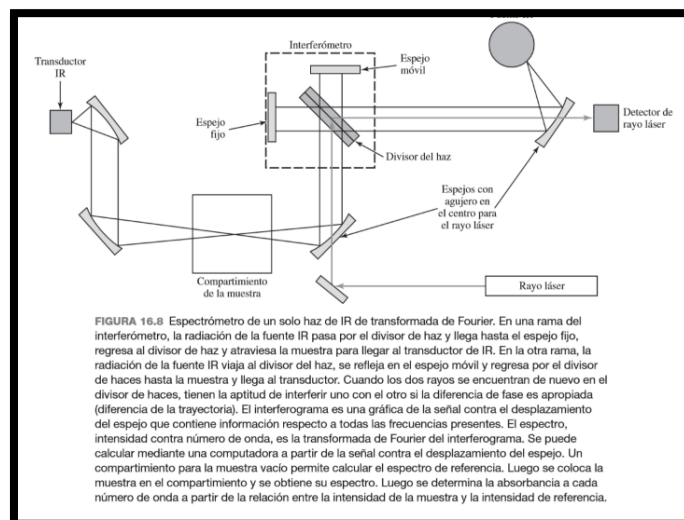


Figura 3 Diagrama de espectrómetro de un haz

Capítulo III Metodología

3.1 Tipo de estudio

Estudio Comparativo Transversal, in vitro.

3.2 Universo de la muestra

El universo de la muestra 2 materiales resinosos para reconstrucción de muñones. El uno es una resina bulk fill (Filtek™ One Bulk Fill de la 3M) y la otra resina de curado dual core (Paracore de la coltene).



Figura 4 Resina bulk fill (Filtek One Bulk Fill de 3M)



Figura 5 Resina de curado dual (Paracore de la coltene)

Tabla 1

Composición de los Materiales

Material Resinoso	Tipo	Fabricante	Color	Composición	LOT.
Filtek One Bulk Fill Restorative	Bulk fill, posterior	3M ESPE	A2	<p>Matriz</p> <p>AFM: Monómero de fragmentación por adición</p> <p>AUDMA: Uretano Dimetacrilato aromático</p> <p>UDMA: Uretano Dimetacrilato 1, 12-dodecano-DMA</p> <p>Relleño</p> <p>Trifluoruro de Iterbio (YbF3) de 100 nm</p> <p>Carga de Sílice de 20 nm no aglomerada/no agregada</p> <p>Carga de Zirconia de 4-11 mn no aglomerada/ no agregada</p> <p>Carga de Zirconia/Sílice agregada (76.5% peso y 58.4% volumen)</p>	NA50341
Paracore	Dual curing core & resin cement	Coltene / Whaledent AG		<p>Matriz</p> <p>BisGMA: Bisfenol glicidil metacrilato</p> <p>TEGDMA: Trietilenglicol Dimetacrilato</p> <p>UDMA: Uretano Dimetacrilato</p> <p>Relleño:</p> <p>Fluoruro</p> <p>Vidrio de bario</p> <p>sílice amorfa (68% peso, 0.1-5 mm)</p>	191474

3.3 Muestra

Para el presente estudio se utilizarán $n=9$ muestras por cada material, distribuidas de la siguiente manera:

- 3 de resina sin foto polimerizar
- 3 foto polimerizado inmediato
- 3 a 24 horas de la post foto polimerizar

3.4 Criterios de inclusión y exclusión

Se incluirán dentro de este estudio las muestras que midan 1 mm de espesor con un diámetro aproximado de 10 mm que estén integra, con sus bordes regulares

Quedarán fuera del estudio las muestras cuyo espesor sea mayor o menor a 1mm, que se encuentren fracturadas con bordes irregulares

3.5 Materiales

- Resina Filtek one Bulk fill.
- Paracore.
- Bromuro de Potasio.
- Bandas de celuloide.
- Papel aluminio.
- Fundas.

3.6 Instrumental y aparatos

- Lámpara VALO GRAND.
- Espectrofotómetro de transformada de Fourier.
- Prensa hidráulica.
- Desecador.
- Estufa.
- Pistilo y Mortero.

- Portaobjetos.
- Espátula para resina.
- Pinza.

3.7 Método

El universo de estudio 2 materiales resinosos: Filtek™ One Bulk Fill y Paracore, se mezclarán con bromuro de potasio para formar pastillas dando lugar a 3 grupos de estudio: GC= 3 sin foto polimerizar, G1 = 3 post foto polimerización inmediata, y G2 = 3 a las 24 horas post foto polimerización, se escanearán 3 veces, considerando que son 16 escaneos dentro del espectrómetro FTIR (Total = 48 escaneos), el cual será operado a $4000 - 500 \text{ cm}^{-1}$ de longitud de onda, y 4 cm^{-1} de resolución, permitiendo obtener un espectro por cada muestra.



Figura 6 Espectrómetro FTIR (Perkin Elmer Spectrum One)

3.7.1 Medición sin fotopolimerización

La medición se efectuó respetando el siguiente procedimiento:

1. Secamos el bromuro de potasio por 3 horas a 100 grados centígrados antes de utilizarlo y se mantiene en el desecador.



Figura 7 Desecador

2. Se prepararon los cuerpos de muestras mezclando cada uno de los materiales con bromuro de potasio en una proporción 1:10, el cual permitió obtener mejores resultados debido a su alto rango espectral.



Figura 8 Pistilo mortero: mezcla de bromuro de potasio con resina



Figura 9 Conformador

3. A continuación, se colocó la mezcla en un troquel para formar las pastillas por medio de una prensa hidráulica a 10.000 psi.



Figura 10 Prensa Hidráulica

4. Se corrió el espectro en rango de infrarrojo medio, estableciendo la línea base y normalizado a tamaño estándar, posteriormente relaciona el área de del doble enlace con los alifáticos.

3.7.2 Medición post foto polimerización inmediata.

1. Se realiza el paso 1 de la medición sin cura.
2. Se elaboran las muestras colocando una porción del material en medio de un troquel construido de tiras de celuloide ubicadas entre dos portaobjetos los cuales son presionados hasta lograr espesores aproximadamente de 0.5 mm, las muestras se foto polimerizaron a temperatura ambiente, utilizando una lámpara de foto polimerización led con $1000 \text{ mW} / \text{cm}^2$ en modo estándar (valo grand) y con la punta de la luz cerca de la muestra de 12 mm de diámetro.

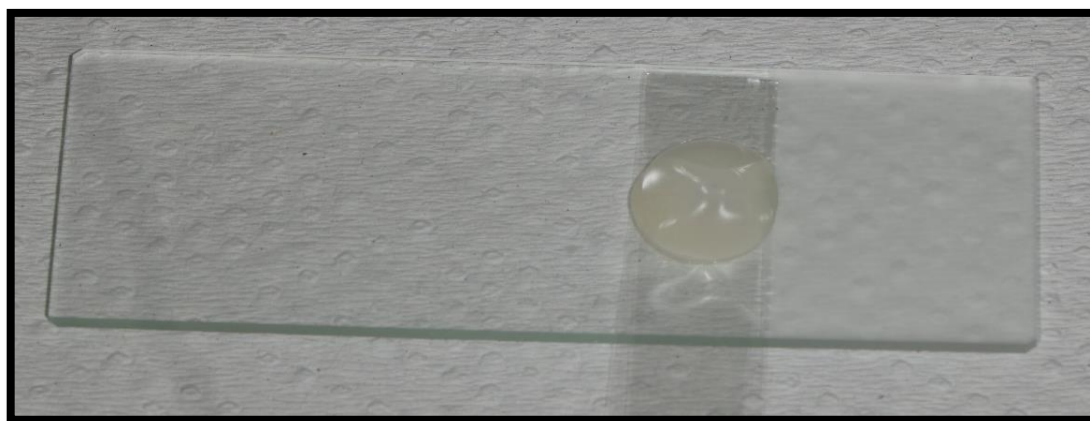


Figura 11 Discos de resina

3. Se pulverizó y se tomó la décima parte de la muestra de la muestra foto polimerizada.
4. Se mezcla con bromuro de potasio en el mortero formaron pastillas como en los pasos 3 y 4 de las muestras sin foto polimerizar.



Figura 12 Muestra

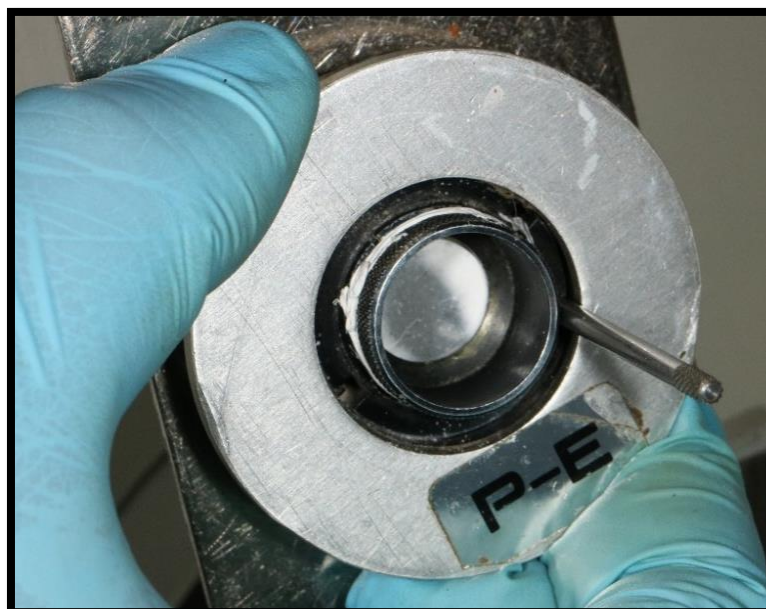


Figura 13 Holder del espectrofotómetro

3.7.3 Medición foto polimerización 24 h después

Luego de permanecer 24 horas a 37 grados centígrados en la estufa se sacó las muestras y se repitió los pasos 3 y 4.

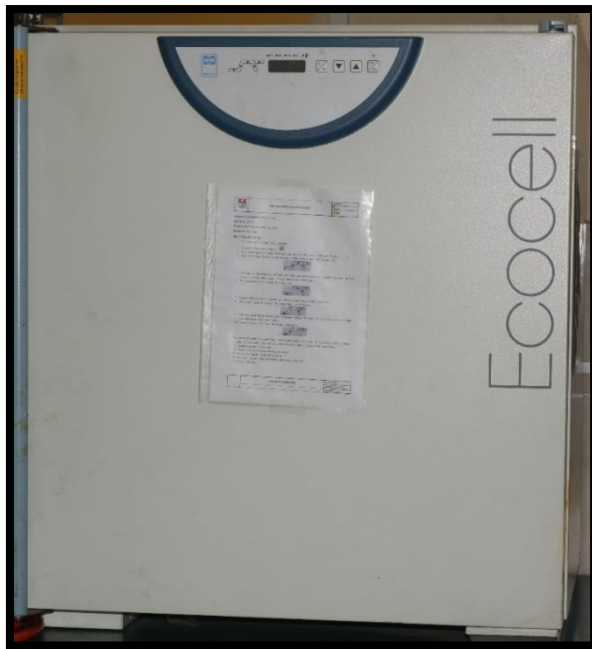


Figura 14 Estufa

3.7.4 Cálculo del grado de conversión

Se mide el grado de conversión evaluando la variación en la relación de las intensidades de absorbancia del pico de componente alifático a 1638 cm⁻¹ y la de un pico interno estándar de C aromático a 1608 cm⁻¹ de las muestras no curadas y curadas por medio de la siguiente ecuación:

$$DC\% = [1 - \frac{\text{Cured (1638cm}^{-1}\text{/Standard Interno)}}{\text{Uncured (1638cm}^{-1}\text{/internal standard)}}] \times 100.$$

3.8 Análisis de los datos

Se emplean datos cuantitativos, analizados en software SPSS.

A los datos obtenidos de cada tipo de muestra se calcula media o promedio mediante la fórmula: $x = \frac{\sum x_i}{n}$.

Con el cálculo de la media se calcula la varianza ($s^2 = \sum (\text{valor de cada observación} - \text{valor de la media})^2 / \text{muestra}-1$), y luego la desviación estándar ($S = \sqrt{s^2}$), con el fin de verificar el comportamiento de los valores obtenidos de cada muestra alrededor de su promedio, ya que solo con la media no es posible saber si alguno de los resultados está excesivamente alejado de la normalidad.

Se determina el coeficiente de variación que permita establecer en porcentaje cuán grande es la desviación estándar en relación con la media. Fórmula: (Desviación estándar/media) x 100.

Finalmente se compararán las medias de cada uno de los tipos, y se llegará a inferir qué material tiene mayor grado de conversión.

3.9 Resultados

Tabla 2

Grados de conversión de los materiales

Materiales	Grupo de control (Sin Foto polimerizar)	GC % Post foto polimerización Inmediata	GC % Post foto polimerización 24 horas
Resina bulk fill	0,86 % ± 0,12	62,51% ± 5,70	63,7 ± 2,56
Resina curado dual core	0,82 ± 0,02	54,78± 5, 8	61,94 ± 5.37

Análisis estadístico

Con los datos obtenidos de las muestras se procedió a determinar los valores de las medias, y desviación estándar, con la finalidad de realizar un análisis de varianza.

Para el análisis de varianza se utilizó el método estadístico llamado ANOVA de un factor, que permite por medio del análisis de las varianzas determinar si existe una diferencia significativa entre las medias de los dos materiales, y no concluir simplemente con los valores obtenidos de la media. En este caso el análisis se realizó entre los grados de conversión de la resina bulk fill y el cemento resinoso dual core, estableciendo para ello como variable independiente a la resina bulk fill y al cemento dual core y como variable dependiente los grados de conversión. Inicialmente se realizó el análisis ANOVA de un factor utilizando la muestra inmediata, para posteriormente utilizar la muestra de 24 horas después de foto polimerizada.

Análisis con muestra inmediata

Tabla 3

Descriptivos

Inmediata

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error	Mínimo	Máximo
Resina bulk fill	3	62,5067	5,69932	3,29050	57,17	68,51
Cemento dual core	3	54,7767	5,79414	3,34525	48,73	60,28
Total	6	58,6417	6,65940	2,71869	48,73	68,51

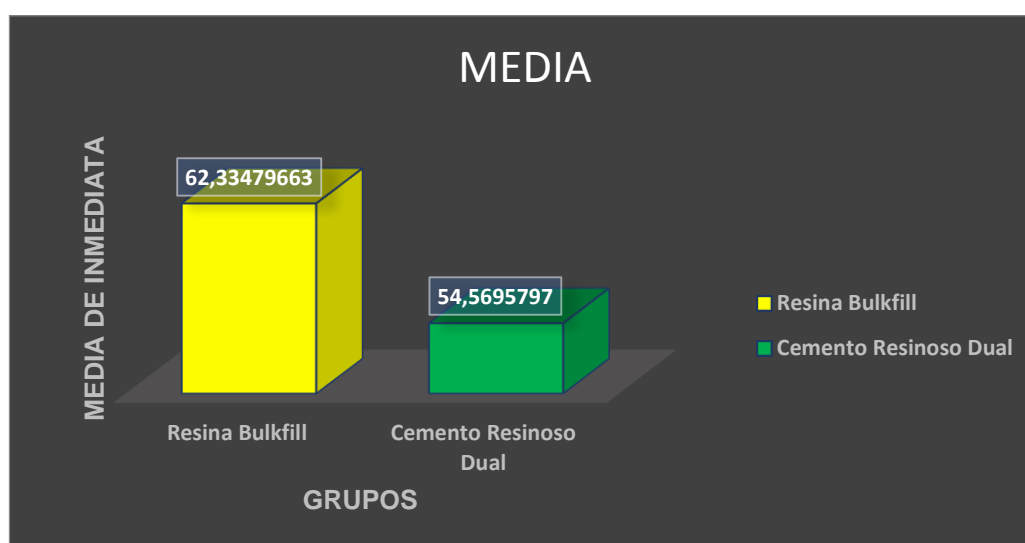


Figura 15 Media de Inmediata

Tabla 4

Prueba de homogeneidad de varianzas

		Estadístico de Levene	de gl1	gl2	Sig.
Inmediata	Se basa en la media	,000	1	4	,991
	Se basa en la mediana	,001	1	4	,981
	Se basa en la mediana y con gl ajustado	,001	1	4,000	,981
	Se basa en la media recortada	,000	1	4	,990

En esta prueba, el estadístico de Levene permitió contrastar las hipótesis de si existe o no igualdad de varianzas, para este caso en particular se pudo observar que el nivel de significancia fue mayor a 0,05, por lo tanto, se aceptó la hipótesis de igualdad de varianzas.

Tabla 5

ANOVA

Inmediata

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	89,629	1	89,629	2,714	,175
Dentro de grupos	132,109	4	33,027		
Total	221,738	5			

Como se pudo observar en el análisis de varianza de los grados de conversión de la resina bulk fill y cemento dual core con muestra inmediata, la significancia fue de 0,175 que es superior a 0,05, por lo tanto permitió inferir que no existe una diferencia significativa entre las medias de los Grados de Conversión y aceptar la hipótesis nula de que las dos medias son iguales.

Por otro lado, también se pudo observar que el factor F es mayor a 0,05, lo que permitió inferir que no existe diferencia significativa entre las medias de los grados de conversión de la resina bulk fill y el cemento dual core y aceptar la hipótesis nula de igualdad de medias.

Análisis con muestra 24 horas después de foto curado

Tabla 6

Descriptivos

Veinticuatrohoras

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error	Mínimo	Máximo
Resina bulk fill	3	63,7267	2,56042	1,47826	61,14	66,26
Cemento dual core	3	61,9367	5,36672	3,09848	57,47	67,89
Total	6	62,8317	3,88641	1,58662	57,47	67,89

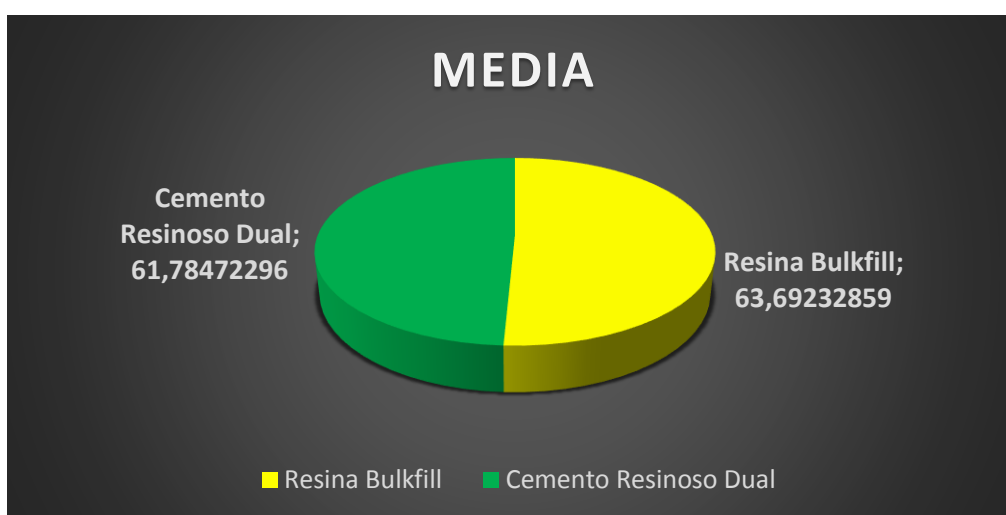


Figura 16 Media 24 horas después

Tabla 7

Prueba de homogeneidad de varianzas

		Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
Veinticuatrohoras	Se basa en la media	2,079	1	4	,223
	Se basa en la mediana	,578	1	4	,490
	Se basa en la mediana y con gl ajustado	,578	1	2,610	,510
	Se basa en la media recortada	1,939	1	4	,236

En esta prueba, el estadístico de Levene permitió contrastar las hipótesis de si existe o no igualdad de varianzas. Para este caso en particular se observó que el nivel de significancia es mayor a 0,05, por lo tanto, se aceptó la hipótesis de igualdad de varianzas.

Tabla 8

ANOVA

Veinticuatro horas

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	4,806	1	4,806	,272	,630
Dentro de grupos	70,715	4	17,679		
Total	75,521	5			

Como se pudo observar en el análisis de varianza de los grados de conversión de la resina bulk fill y cemento dual core con muestra 24 horas después de foto curado, la significancia fue de 0,630 que es superior a 0,05, por lo tanto, permitió inferir que no existe una diferencia significativa entre las medias de los grados de conversión y aceptar la hipótesis nula de que las dos medias son iguales.

Por otro lado, también se pudo observar que el factor F es mayor a 0,05, lo que permitió inferir que no existe diferencia significativa entre las medias de los grados de conversión de la resina bulk fill y el cemento dual core y aceptar la hipótesis nula de igualdad de medias.

Resumen

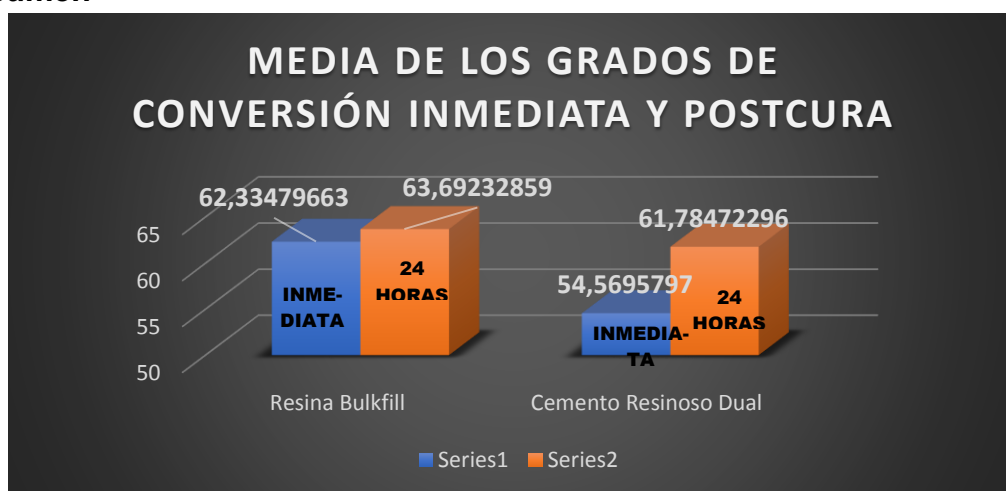


Figura 17 Resumen de las Medias de los Grados de Conversión

Tabla 9
Descriptivos

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error	Mínimo	Máximo	
Veinticuatrohoras	Resina bulk fill	3	63,7267	2,56042	1,47826	61,14	66,26
	Cemento dual core	3	61,9367	5,36672	3,09848	57,47	67,89
	Total	6	62,8317	3,88641	1,58662	57,47	67,89
Inmediata	Resina bulk fill	3	62,5067	5,69932	3,29050	57,17	68,51
	Cemento dual core	3	54,7767	5,79414	3,34525	48,73	60,28
	Total	6	58,6417	6,65940	2,71869	48,73	68,51

Tabla 10
Prueba de homogeneidad de varianzas

		Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
Veinticuatrohoras	Se basa en la media	2,079	1	4	,223
	Se basa en la mediana	,578	1	4	,490
	Se basa en la mediana y con gl ajustado	,578	1	2,610	,510
	Se basa en la media recortada	1,939	1	4	,236
Inmediata	Se basa en la media	,000	1	4	,991
	Se basa en la mediana	,001	1	4	,981
	Se basa en la mediana y con gl ajustado	,001	1	4,000	,981
	Se basa en la media recortada	,000	1	4	,990

Tabla 11
ANOVA

		Suma de cuadrados	Gl	Media cuadrática	F	Sig.
Veinticuatrohoras	Entre grupos	4,806	1	4,806	,272	,630
	Dentro de grupos	70,715	4	17,679		
	Total	75,521	5			
Inmediata	Entre grupos	89,629	1	89,629	2,714	,175
	Dentro de grupos	132,109	4	33,027		
	Total	221,738	5			

3.10 Discusión

El propósito fue determinar el grado de conversión de materiales para la reconstrucción de muñones como la resina bulk fill (Filtek one bulk fill restorative) y el cemento resinoso de curado dual core (Paracore), a través de la espectrofotometría infrarroja media por transformada de Fourier en dos periodos de tiempo: inmediato y post foto polimerizado (24 horas), donde al analizar la media se observa que la resina bulk fill tiene mayor grado de conversión, no obstante, al ser un estudio experimental fue necesario realizar un análisis de las varianzas (ANOVA) con el fin de determinar si existía una variación significativa en los grados de conversión de los dos materiales, obteniendo como resultado que no existe dicha variación.

El valor adecuado del grado de conversión de los materiales resinosos aún no ha sido establecido, al igual que el porcentaje mínimo de conversión para obtener óptimos resultados clínicos. Alshalia et al., 2013 mencionaron que el porcentaje del grado de conversión de la mayoría de estos materiales oscila entre el 55 y 60 %, mientras que Jain et al., 2018, presentaron un rango de 52 y 75%, que son valores afines. Al contrastar con este estudio, es evidente una aproximación en los valores, ya que la resina bulk fill en el periodo inmediato presentó $62,51\% \pm 5,70$ de conversión, mientras a las 24 horas de almacenamiento $63,7\% \pm 2,56$; también el cemento resinoso dual core, a pesar de haber obtenido un valor ligeramente inferior a los citados en el periodo inmediato ($54,78\% \pm 5,8$), a las

24 horas ($61,94 \pm 5,37$) logró valores similares a los encontrados en los estudios mencionados al inicio.

Khalid, y colaboradores, 2018 indicaron que el grado de conversión de algunos compuestos resinosos oscilan entre un 35 y 77 %, no obstante, al evaluar el grado de conversión de los grupos (C=C y N-H) en periodos de 1, 7 y 28 días de compuestos experimentales con resina bioactiva lograron grados de conversión de $61\% \pm 2$ y $60\% \pm 1$, mientras que la resina de relleno a granel fluida alcanzó un $50\% \pm 3$ y la resina empacable $54\% \pm 2\%$; que, en comparación con este estudio, se puede decir que se obtuvieron valores semejantes, ya que la resina bulk fill logró en el periodo inmediato ($62,51\% \pm 5,70$) y a las 24 horas ($63,7\% \pm 2,56$) que es semejante al de la resina bioactiva, entretanto, el valor de conversión del cemento resinoso dual core en el periodo inmediato fue de $54,78\% \pm 5,8$, que es parecido al de las resinas empacables y la conversión de las 24 horas ($61,94 \pm 5,37$) tiene similitud con las resinas experimentales bioactivas. Se puede deducir que la resina bulk fill y la resina bioactiva obtuvieron los mejores resultados en estos estudios, además que estos materiales, con excepción del cemento resinoso dual core no aumentan su grado de conversión de manera significativa después de la foto polimerización y que las mínimas diferencias de los resultados podrían atribuirse a la composición de los materiales, y a la lectura de los grupos C=C, N- H, o CH₃ de los espectros para calcular el grado de conversión.

Entre las propiedades de los materiales para reconstruir muñones, destaca que las resinas convencionales nano híbridas y micro híbridas tienen mayor resistencia a la compresión, mientras que las resinas bulk fill presentan mayor resistencia a la flexión, entre otros beneficios técnicos-clínicos al igual que el cemento resinoso core, es por esta razón que no se tomó en cuenta la resina convencional, su uso está limitado principalmente para restauraciones cavitarias. El Deep et al., 2016 compararon el grado de conversión de la resina convencional con el cemento resinoso dual core donde este último obtiene los niveles mas altos de conversión a la semana y a los tres meses de almacenamiento, aunque no revelaron el valor exacto de conversión, este comportamiento que se puede verificar en este estudio ya que el cemento

resinoso dual core a pesar de haber sido evaluado en periodos de tiempo más cortos inmediato ($54,78 \% \pm 5,8$) y 24 horas ($61,94 \pm 5,37$) demostró valores dentro del rango mínimo y máximo que muestra toda la literatura revisada (30%-77%).

Walcher, Castelo Branco Leitune, Mezzomo Collares, de Souza Balbinot, & Werner Samuel, 2018 mencionaron que todavía no está establecido que los cementos resinosos duales son diseñados para reconstruir y cementar, porque no siempre tienen las propiedades mecánicas adecuadas para resistir grandes cargas masticatorias; no obstante, es imperativo conocer que el valor mínimo recomendado para la resistencia a la flexión de estos materiales reconstructores es de 80 Mpa, valor que fue superado por todos estos sistemas resinosos duales, convirtiéndolos como una opción viable para reconstruir muñones. En este estudio se analizó el porcentaje de conversión de Paracore (cemento resinoso dual CORE) donde se obtuvieron valores de $54,78 \pm 5,8$ y $61,94 \pm 5,37$ % en dos periodos de tiempo: inmediato y 24 horas respectivamente, obteniendo un valor adecuado según la literatura además se observó un aumento considerable dentro de la media, al escanear a las 24 horas la muestra, lo que podría deberse a la polimerización química de estos cementos duales.

Pecho et al., 2016 demostró algunos factores que podrían influir en el grado de conversión, tales como el índice de refracción de la matriz, el tipo de monómero, y la relación de la composición; también explicaron que las resinas con menos pigmentos y tintes aumentan el paso de la luz; en este estudio al observar el valor de la media sin considerar un análisis estadístico previo, se puede verificar que la resina bulk fill (color A2) al ser menos opaca permitió más paso de luz al obtener un mayor grado de conversión en el periodo inmediato y a las 24 horas, comparado con el cemento resinoso dual core (color dentina), no obstante también se afirma que mientras mayor es la cantidad del relleno menor es la transmitancia, lo que no se pudo demostrar en este estudio ya que la resina bulk fill que presentó los valores más altos de porcentaje de relleno (76.5%) obtuvo los valores más altos de conversión ($62,51\% \pm 5,70$ y $63,7\% \pm 2,56$) en los periodos inmediato y 24 horas respectivamente, mientras que paracore con 68% de relleno llegó a $54,78 \% \pm 5,8$ y $61,94 \% \pm 5,37$, y aunque la diferencia no es

elevada, podría atribuirse netamente a la adición de más componentes y/o al tamaño, distribución, irregularidad y forma de las partículas del relleno que ayudan a conseguir grados de conversión aceptables.

Faria-e-Silva & Pfeifer, 2017 mencionan que cuando el índice de refracción de la matriz es más bajo que el del relleno, ese desbalance está marcado por el material no polimerizado, por lo tanto es necesario el uso de aditivos con alto índice de refracción para reducir ese desajuste, al adicionar vidrios como hidroxiapatita- Oxido de zirconio (HA-ZrO₂), y Oxido de bario (BaO) se puede lograr un alto índice de refracción y una polimerización más completa del material (Moldovan et al., 2019). En el caso de los materiales experimentados la resina bulk fill tenía cargas de Zirconia de 4-11 mn no aglomerada/ no agregada y cargas de Zirconia/Sílice agregada, mientras que Paracore tenía vidrios de bario, lo que hace suponer que estos componentes también intervinieron en el grado de conversión alcanzado.

Khalid et al., 2018 indicaron que otro factor influyente en la conversión, es la baja viscosidad de las resinas, la cual se consiguió aumentando el contenido del monómero en un 20-40 % en peso y disminuyendo la carga de relleno entre un 60 y 68% en peso, lo que no se pudo comprobar en este estudio ya que los porcentajes de monómeros no fueron especificados por los fabricantes.

Warangkulkasemkit & Pumpaluk, 2018 compararon tres tipos de materiales usados para reconstruir muñones: resina convencional (FiltekTMZ350) con un contenido de relleno de 78.5% en peso y 59.5% en volumen; la resina bulk fill (FiltekTM Bulk) con 76.5% en peso y 42.5% en volumen, ambas resinas compuestas por sílice y cargas de circonio, y por otro lado el cemento resinoso dual core (MultiCore Flow) con 70 % en peso (0.04-25 mm) más vidrio de bario, fluoruro silicato de bario-aluminio-fluoruro, trifluoruro de iterbio y cargas de dióxido de silicio. Aunque la resina convencional obtuvo mayor resistencia a la compresión media, al análisis con microscopio de barrido presentó grandes porosidades debido a su alta viscosidad y a la técnica incremental, mientras que el cemento resinoso al tener una menor viscosidad, redujo los defectos

superficiales y minimizó la propagación de grietas dentro del material, y finalmente Filtek™ Bulk resultó con el valor más alto en resistencia a la flexión.

En este estudio no se comparó la resina convencional debido a sus desventajas, la resina bulk fill también tuvo un contenido de relleno de 76.5%, pero 58.5% por volumen más trifluoruro de Iterbio de 100 nm, sílice de 20 nm, zirconia de 4-11 mn, y carga de Zirconia/Sílice agregada, mientras que Paracore presentó 68 % en peso (0.1-5 mm), más fluoruro, vidrio de bario, y sílice amorfa, con lo que se pudo establecer que la composición no es la misma, pero es parecida, tanto en los porcentajes de contenido de relleno como en los componentes con lo que se podría definir que estos materiales asegurarían un buen desenvolvimiento clínico al evitar la técnica incremental, la contaminación entre capas y la ausencia de porosidades además de permitir un buen grado de conversión.

Gonçalves et al., 2015 establecieron que los materiales que contienen Bis-GMA, tienen un porcentaje de grado final de conversión limitado de 30%; mientras que TEGDMA puro, es menos viscoso, y tiene un grado final de conversión aproximado del 60 %, por otro lado, es probable que UDMA y TEGDMA estén presentes en concentraciones más altas en las resinas y que representen el mayor grado inicial de conversión. Al comparar con este estudio, tanto la resina bulk fill como el cemento resinoso superaron el 60 % de grado de conversión a las 24 horas, sin embargo, cabe mencionar que el cemento resinoso dual (Paracore) contiene Bis-GMA, pero al estar presentes TEGDMA y UDMA proporcionaron un buen grado de conversión con lo que se podría alegar, que es gracias a la presencia de estos monómeros.

Engelhardt, Hahnel, Verena, & Rosentritt, 2016 también mencionaron que los sistemas de monómeros mencionados a continuación disminuyen el porcentaje de conversión en el siguiente orden: TEGDMA (Dimetacrilato de trietilenglicol) > UDMA (Dimetacrilato de Uretano) > Bis-EMA (Bisfenol-A-dimetacrilato etoxilado) > Bis-GMA (Bisfenol-A-glicidildimetacrilato). Asimismo, Bolaños et al., 2020 manifestaron que los compuestos que contienen UDMA obtuvieron una conversión de 1.2 y 1.3 veces mayor que los que contienen Bis-GMA. En este estudio, filtek one bulk fill contiene UDMA y Paracore Bis-GMA, TEGDMA y

UDMA, y aunque Bis-GMA es conocido por no permitir altos grados de conversión, la presencia de TEGDMA Y UDMA pudo equilibrar esto y en efecto los dos materiales que contienen UDMA lograron obtener porcentajes de conversión bastante aceptables después de periodo de 24 horas, lo que hace suponer una vez más que la presencia de estos monómeros intervienen en el aumento del porcentaje del grado de conversión de los materiales resinosos.

Gonçalves et al., 2018 analizaron el grado de conversión de seis compuestos a granel y dos compuestos convencionales mediante espectrometría FTIR; entre estos materiales Filtek one bulk fill obtuvo un grado de conversión de $74.3 \% \pm 5.2$ a 1 mm de espesor, en 10 minutos después de la foto activación, mientras que para los espesores de 2, 3, y 4 mm, los porcentajes fueron: $70.6 \% \pm 9.3$, $67.0 \% \pm 9.3$, y $64.2\% \pm 7.4$, respectivamente bajo el pico de absorción de 6.165 cm^{-1} , correspondiente al estiramiento = C-H de los grupos metacrilato, y utilizando una unidad de curado LED con una irradiación de 800 Mw/cm^2 durante 25 seg. En éste estudio, el grado de conversión de la resina a granel de 1mm de espesor fue de $62,51\% \pm 5,70$ en el periodo inmediato luego de 20 seg de foto activación, si bien es cierto hay diferencia en los valores obtenidos, aunque el valor es similar al grado de conversión obtenido a los 4 mm de espesor, se podría suponer que a pesar de haber usado una lámpara de alta intensidad (1000 Mw/cm^2 , Valo grand) el tiempo de fotopolimerización influyó en este estudio, además de la preparación de la muestra, y la lectura de otros grupos como los CH₃ bajo el pico de absorción de 1638 cm^{-1} .

Wang & Wang, 2019 por su lado, también evaluaron el grado de conversión de resinas bulk fill, donde Filtek one a las 24 horas de estar almacenada en oscuridad a temperatura ambiente alcanzó el $55.03 \% (4.22)$ de grado de conversión con la espectroscopía Micro-Raman, mientras que en este estudio las muestras después de las 24 horas almacenadas a 37 grados centígrados obtuvieron un porcentaje del $63,7 \% \pm 2,56$ mediante la espectroscopia de FTIR, en consecuencia, Bolaños et al., 2020 afirman que los métodos infrarojos resultan con valores más altos de conversión usando el cálculo de áreas, en lugar de las relaciones de amplitud, por lo que podría parecer que la diferencia de los porcentajes se debe en gran parte a la técnica de espectroscopía

vibracional usada, y el método de análisis espectral que incluye el cálculo de áreas integradas o la amplitud de los picos de referencia.

Para finalizar, el impacto de factores como la composición del material y sus porcentajes, el proceso de polimerización, la técnica de espectroscopia, y el método de análisis espectral influyen directamente en el resultado del porcentaje de grado de conversión de los materiales resinosos, aunque la resina bulk fill según valores puros obtuvo porcentajes de conversión un poco más altos que el cemento resinoso dual, los dos lograron obtener después de las 24 horas más del 30 % de conversión que es lo mínimo que se encontró la literatura revisada, para obtener excelentes propiedades mecánicas, físicas, y de biocompatibilidad para un buen rendimiento clínico a largo plazo.

4. Conclusión y Recomendaciones

4.1 Conclusión

El cemento resinoso dual core y la resina bulk fill tienen grados de conversión similares, se puede utilizar cualquiera de los dos materiales para la reconstrucción de muñones.

4.2 Recomendaciones

Se debe revisar la composición de los materiales para reconstrucción de muñones y deben tener monómeros que alcancen altos porcentajes de grados de conversión como por ejemplo TEGDMA y UDMA, además de aditivos que permitan un alto índice de refracción.

Usar al menos 20 segundos de foto polimerización, aunque es mejor aplicar 30, 40, hasta 50 segundos, así sea con una lámpara de alta intensidad LED, ya que en las capas más profundas donde la luz se atenúa, el aumento del tiempo de irradiación puede ayudar a una mejor polimerización, y en efecto una disminución significativa del monómero residual alcanzando mayor dureza de los materiales resinosos.

Utilizar una lámpara con un diámetro ancho en su punta capaz de cubrir por completo la superficie a foto polimerizar.

Cuando se realice este tipo de estudio experimental, se debe concluir en base a un análisis estadístico de los datos obtenidos y no observando únicamente los datos puros.

Se recomienda usar esta metodología para el análisis del porcentaje de grado de conversión de más materiales usados en odontología.

REFERENCIAS

- Abed, Y., H.A, S., & Alrobeigy, N. (2015). Degree of conversion and surface hardness of bulk fill composite versus incremental-fill composite. *Tanta Dental Journal*, 12(2), 1-10. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.tdj.2015.01.003>
- Agrawal, A., & Mala, K. (2014). An in vitro comparative evaluation of physical properties of four different types of core materials. *Journal of conservative of dentistry*, 17(3), 230-233. doi: 10.4103/0972-0707.131782
- Ahmad Rangreez, T., & Mobin, R. (2019). Polymer composites for dental fillings. *Applications of Nanocomposite Materials in Dentistry*, 205-224. doi: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-813742-0.00013-4>
- Alshalia, R., Silikas, N., & Satterthwaite, J. (2013). Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dental Materials*, 29(9), e213-e217. doi:10.1016/j.dental.2013.05.011.
- Anderson, D., Sweeney, D., & Williams, T. (2008). *Estadística para administración y economía* (10 th ed. ed.). (S. R. Gonzáles, Ed.) México D.F.: Cengage Learning.
- Anusavice, K. (2004). *Phillips Ciencia de los materiales dentales*. España: Elsevier.
- Arikawa, H., Kanie, T., Fuji, K., Ban, S., Homma, T., & Takahashi, H. (2004). Optical and Color Stabilities of Paint-on Resins for Shade Modification of Restorative Resins. *Dental Materials Journal*, 23(2), 155-160. Obtenido de https://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj1982/23/2/23_2_155/_pdf
- Balbinot, E., Costa Cesário Pereira, M., Skupien, J., Agostini Balbinot, C., Da Rocha, G., & Vieira, S. (2019). Analysis of transmittance and degree

of conversion of composite resins. *Microscopy Research & Technique*, 82(11), 1-9. doi:10.1002/jemt.23364

Bolaños Carmona, V., Benavides Reyes, C., González López, S., González Rodríguez, P., & Álvarez Lloret, P. (2020). Influence of Spectroscopic Techniques on the Estimation of the Degree of Conversion of Bulk-fill Composites. *Operative Dentistry*, 45(1), 92-103. doi:10.2341/18-095-L

Cova N, J. (2010). *Biomateriales Dentales*. Venezuela: Amolca.

Dietschi, D., Bouillaguet, S., & Sadan, A. (2016). Restauración del diente endodonciado. En *Cohen. Vías de la Pulpa*. España: Elsevier.

El Deep, H., Ghalab, R., Elsayed Akah, M., & Mobarak, E. (2016). Repair bond strength of dual-cured resin composite core buildup materials. *Journal of advanced research*, 7(2), 263-269. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.jare.2015.06.003

Engelhardt, F., Hahnel, S., Verena, P., & Rosentritt, M. (2016). Comparison of flowable bulk-fill and flowable resin-based composites: an in vitro analysis. *Clin Oral Investig*, 20(8), 2123-2130. Obtenido de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26745959>

Faria-e-Silva, A., & Pfeifer, C. (2017). Impact of thio-urethane additive and filler type on light-transmission and depth of polymerization of dental composites. *Dental Materials*, 33(11), Dental Materials, 33(11), 1274–1285. doi:10.1016/j.dental.2017.07.020

Ferracane, J. (2011). Resin Composite-State of de art. *Dental Materials*, 27(1), 29-38. doi:https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.020

Ferracane, J., Hilton, T., Stansburyc, J., Watts, D., Silikas, N., Ilie, N., . . . Hickel, R. (2017). Academy of Dental Materials guidance—Resin composites: Part II—Technique sensitivity (handling, polymerization, dimensional changes). *Dental Materials*, 33(11), 1171-1191. doi:https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.08.188

- Fok, A., & Aregawi, W. (2018). The two sides of the C-factor. *Dental Materials*, 34(4), 1-8. doi:<https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.01.013>
- Gonçalves, F., Boaro, L., Miyazaki, C., Kawano, Y., & Braga, R. (2015). Influence of polymeric matrix on the physical and chemical properties of experimental composites. *Brazilian Oral Research*, 29(1), 1-7. doi:10.1590/1807-3107BOR-2015.vol29.012
- Gonçalves, F., Campos, L., Rodrigues-Júnior, E., Costa, F., Marques, P., Francci, C., . . . Boaro, L. (2018). A comparative study of bulk-fill composites: degree of conversion, post-gel shrinkage and cytotoxicity. *Brazilian Oral Research*, 32(e17), 1-9. doi:<https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0017>
- Gonçalves, F., Pfeifer, C., Stansbury, J., Newman, S., & Braga, R. (2010). Influence of matrix composition on polymerization stress development of experimental composites. *Dental Materials*, 26(7), 697-703. doi:<https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.03.014>
- Harianawala, H., Kheur, M., Apte, S., Kale, B., Sethi, T., & Kheur, S. (2014). Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. *J Adv Prosthodont*, 6(6), 456-61. doi:10.4047/jap.2014.6.6.456
- Hassani Katehsari, V., & Niedermeier, W. (2019). Solubility of dental core build-up materials. *Journal of Dental Sciences*, 14(4), 346-351. doi:<https://doi.org/10.1016/j.jds.2019.04.005>
- Hong, D., Xiangfeng, M., & Xiaoping, L. (2014). Hardness gradient of dual-polymerized flowable composite resins in simulated root canals. *J Prosthet Dent*, 112(5), 1231-7. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.03.013.
- Ilie, N., Hilton, T., Heintze, S., Hickel, R., Watts, D., Silikas, N., . . . Ferracane, J. (2017). Academy of Dental Materials guidance—Resin composites: Part I—Mechanical properties. *Dental Materials*, 33(8), 880-894. doi:<https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.04.013>

- Jain, L., Mehta, D., Meena, N., & Gupta, R. (2018). Influence of Light Energy Density, Composite Type, Composite Thickness, and Postcuring Phase on Degree of Conversion of Bulk-fill Composites. *Contemporary Clinical Dentistry*, 9(1), S147-S152. doi:10.4103/ccd.ccd_169_18
- Jongsma, L. A., & Kleverlaan, C. J. (2015). Influence of temperature on volumetric shrinkage and contraction stress of dental composites. *Dental Materials*, 31(6), 721–725. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.03.009>
- Karakis, D., Arife, D., Dogan, A., Koralay, H., & Cavdar, S. (2017). Effect of self and dual-curing on degree of conversion and crosslink density of dual-cure core build-up materials. *Journal of prosthodontic research*, 61(2), 210-216. doi:<https://doi.org/10.1016/j.jpor.2016.05.002>
- Karakis, D., Yildirim-Bicer, A.-B., Dogan, A., Koralay, H., & Cavdar, S. (2016). Effect of self and dual-curing on degree of conversion and crosslink density of dual-cure core build-up materials. *Journal of prosthodontic research*, 61(2), 1-7. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jpor.2016.05.002>
- Khalid, H., Syed, M., Rahbar, M., Iqbal, H., Ahmad, S., Kaleem, M., . . . Khan, A. (2018). Effect of nano-bioceramics on monomer leaching and degree of conversion of resin-based composites. *Dental Materials Journal*, 37(6), 1-10. doi:10.4012/dmj.2017-338.
- Kumar, G., & Shivrayan, A. (2015). Comparative study of mechanical properties of direct core build-up materials. *Contemporary Clinical Dentistry*, 6(1), 16-20. doi: 10.4103/0976-237X.149285
- Leprince, J., Palin, W., Hadis, M., Devaux, J., & Leloup, G. (2013). Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dental Materials*, 29(2), 139-156. doi: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.11.005>

- Lohbauer, U., Rahiotis, C., Kramer, N., Petschelt, A., & Eliades, G. (2005). The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of resin composite. *Dental Materials*, 21(7), 608-615. doi:<https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.07.020>
- Moldovan, M., Balazsi, R., Soanca, A., Roman, A., Sarosi, C., Prodan, D., . . . Cristescu, I. (2019). Evaluation of the Degree of Conversion, Residual Monomers and Mechanical Properties of Some Light-Cured Dental Resin Composites. *Materials*, 12(13), 1-14. doi:10.3390/ma12132109
- Nakajima, M., Arimoto, A., Prasansuttiporn, T., Thanatvarakorn, O., Foxton, R., & Tagami, J. (2012). Light transmission characteristics of dentine and resin composites with different thickness. *Journal of dentistry*, 40, e77-e82. doi:10.1016/j.jdent.2012.08.016
- Nicholson, J., & Czarnecka, B. (2016). Modern glass-ionomer materials. En B. Czarnecka, & J. Nicholson, *Materials for direct restorations of teeth* (págs. 161-175). ELSEVIER. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-08-100491-3.00008-8>
- Omidi, B.-R., Gosili, A., Jaber-Ansari, M., & Mahdkhah, A. (2018). Intensity output and effectiveness of light curing units in dental offices. *J Clin Exp Dent*, 10(6), e555-e560. doi:10.4317/jced.54756
- Papadogiannis, D., Tolidis, K., Gerasimou, P., Lakes, R., & Papadogiannis, Y. (2015). Viscoelastic properties, creep behavior and degree of conversion of bulk fill composite resins. *Academy of Dental Materials*, 31(12), 1533-1541. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2015.09.022>
- Par, M., Marovic, D., Skenderovic, H., Gamulin, O., Klaric, E., & Tarle, Z. (2016). Light transmittance and polymerization kinetics of amorphous calcium phosphate composites. *Clin Oral Invest*, 21(4), 1173–1182. doi:10.1007/s00784-016-1880-6
- Pecho, O., Ghinea, R., Navarro do Amaral, E., Cardona, J., Della Bona, A., & Pérez, M. (2016). Relevant optical properties for direct restorative.

Dental Materials, 32(5), e105-e112.
doi:<https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.02.008>

Pfeifer, C. (2017). Polymer-Based Direct fillings materials. *Dent Clin N Am*, 61, 733–750 . doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.cden.2017.06.002>

Price, R. (2017). Light curing in dentistry. *Dent Clin N*, 61, 751–778. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.cden.2017.06.008>

Rossato, C., Bicalho C, A., Veríssimo, G., Braganca Rodrigues, M., Tantbirojn, A., & Soares, C. (2015). Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *Journal of dentistry*, 1-34. doi:<http://dx.doi.org/doi:10.1016/j.jdent.2015.09.007>

Rueggeberg, f., giannini, m., galvão arrais, c., & price, r. (2017). Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz. Oral Res*, 31(suppl)(e61), 64-91. doi:<http://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0061>

Shimokawaa, C., LacalleTurbino, M., Giannini, M., Ruggiero Braga, R., & Bengt Priced, R. (2018). Effect of light curing units on the polymerization of bulk fill resin-based composites. *Dental Materials*, 34(8), 1211-1221. doi:10.1016/j.dental.2018.05.002.

Skoog , D., Holler , F., & Crouch, S. (2008). *Principios de análisis instrumental*. México: Cengage Learning™.

3M. (2016). *Filtek One Bulk Fill Restorative Technical Product Profile*. Obtenido de Filtek One Bulk Fill Restorative Technical Product Profile: <https://multimedia.3m.com/mws/media/1317671O/3m-filtek-one-bulk-fill-restorative-technical-product-profile.pdf>

Tonetto, M., Souza Pinto, S., Souza Rastelli, A., Borges, A., Cury Saad, J., Pedro, F., . . . Coelho Bandéca, M. (2013). Degree of Conversion of Polymer-matrix Composite assessed by FTIR Analysis. *The Journal of*

Contemporary Dental Practice, 14(1), 76-79. Obtenido de <<http://hdl.handle.net/11449/74305>>.

- Trushkowsky, R. (2015). *Esthetic Dentistry: A Clinical Approach to Techniques and Materials*. Mosby.
- Vaderhobli, R. (2011). Advances in Dental Materials. *Dental Clinics of North of America*, 55(3), 619–625 . doi:10.1016/j.cden.2011.02.015
- Van Ende, A., De Munck, J., Pedrollo Lise, D., & Van Meerbeek, B. (2017). Bulk-fill Composites: A review of the current Literatura. *The journal of adhesive dentistry*, 19(2), 95-109. doi:10.3290/j.jad.a38141
- Walcher, J., Castelo Branco Leitune, V., Mezzomo Collares, F., de Souza Balbinot, G., & Werner Samuel, S. (2018). Physical and mechanical properties of dual functional cements—an in vitro study. *Clinical Oral Investigations*, 23(4), 1715-1721. doi:<https://doi.org/10.1007/s00784-018-2598-4>
- Wang, R., & Wang, Y. (2019). Depth-dependence of Degree of Conversion and Microhardness for Dual-cure and Light-cure Composites. *Operative Dentistry*, 00(0), 000-000. doi:<https://doi.org/10.2341/19-074-L>
- Warangkulkasemkit, S., & Pumpaluk, P. (2018). WARANGKULKASEMKIT, S., & PUMPALUK, P.. Comparison of physical properties of three commercial composite core build up materials. *Dental Materials Journal*, 38(2), 177-181. doi:10.4012/dmj.2018-038
- Yu, P., Yap, A., & Wang, X. (2016). Degree of Conversion and Polymerization Shrinkage of Bulk-Fill Resin-Based Composites. *Operative Dentistry*, 42(1), 82–89. doi: <https://doi.org/10.2341/16-027-L>
- Zabrovsky, A., Beyth, N., Pietrokovski, Y., Ben-Gal , G., & Hour-Haddad , Y. (2017). Biocompatibility and functionality of dental restorative materials. *Biocompatibility of Dental Biomaterials*, 63-75. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-08-100884-3.00005-9>

