Universidad Nacional Mayor de San Marcos
Universidad del Perú. Decana de América

Dirección General de Estudios de Posgrado
Facultad de Odontología
Unidad de Posgrado

Comparación de la profundidad de polimerización y grado de conversión de resinas compuestas usando dos unidades de luz visible

TESIS

Para optar el Grado Académico de Magíster en Estomatología

AUTOR

Hernán HORNA PALOMINO

ASESOR

Dr. Gilmer TORRES RAMOS

Lima, Perú

2019



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/

Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

Referencia bibliográfica

Horna H. Comparación de la profundidad de polimerización y grado de conversión de resinas compuestas usando dos unidades de luz visible [Tesis de maestría]. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Odontología, Unidad de Posgrado; 2019.

UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS
(Universidad del Perú, DECANA DE AMÉRICA)

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

UNIDAD DE POSGRADO

N° 003-FO-UPG-2019

ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TESIS PARA OPTAR EL GRADO DE MAGISTER EN ESTOMATOLOGÍA

En la ciudad Universitaria, a los 06 días del mes de febrero del año dos mil diecinueve, siendo las 10:00 horas, se reunieron los miembros del Jurado de Sustentación para llevar a cabo la sustentación de la tesis titulada: **"COMPARACIÓN DE LA PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACIÓN Y GRADO DE CONVERSIÓN DE RESINAS COMPUESTAS USANDO DOS UNIDADES DE LUZ VISIBLE",** presentado por el bachiller don **HERNÁN HORNA PALOMINO,** para optar el grado de Magister en Estomatología.

Concluida la exposición, se procedió a la evaluación correspondiente, después de la cual obtuvo la siguiente calificación:

Excelente	19	Diecinueve
Escala	Número	Letras

A continuación, el Presidente del Jurado, en virtud de los resultados favorables, recomienda que la Facultad de Odontología proponga que la Universidad le otorgue al bachiller don **HERNÁN HORNA PALOMINO** el Grado de Magister en Estomatología.

Se expide la presente acta en cuatro originales y siendo las 11:30, se da por concluido el acto académico de sustentación.

Dr. Luis Fernando Pérez Vargas
Presidente

Mg. Elmo Sigifredo Palacios Alva
Miembro

Mg. Dora Noelia Gómez Meza
Miembro

Dr. Gilmer Torres Ramos
Miembro Asesor

Escala de calificación

- Excelente 20, 19
- Muy bueno 18, 17
- Bueno 16, 15
- Aprobado 14
- Desaprobado 13 o menos

AGRADECIMIENTOS

A Dios nuestro señor y creador, lleno de amor y sabiduría

A la Dra. Virginia Chacón, al Dr. Jimmy Meza y al Dr. Miguel Valdivia
Por su apoyo en la realización de este trabajo que fue fundamental.

A mi asesor Dr. Gilmer Torres Ramos
Por sus oportunas sugerencias y apoyo a la culminación de este trabajo

A mi alma mater por haberme formado como odontólogo

ÍNDICE GENERAL

	Pág.
CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN	1
1.1 Situación Problemática	2
1.2 Formulación del Problema	4
1.3 Justificación	4
1.4 Objetivos	5
1.4.1 Objetivo general	5
1.4.2 Objetivos Específicos	5
1.5 Limitaciones	6
CAPITULO 2: MARCO TEÓRICO	7
2.1 Antecedentes de la Investigación	7
2.2 Bases teóricas	16
Parte I: Resinas Compuestas	16
1. Desarrollo de las resinas compuestas	16
1.1 Modificaciones en la polimerización	17
1.2 Modificaciones en el relleno	18
1.3 Modificaciones de la matriz de la resina	22
2. Composición de las resinas compuestas	25
2.1 Monómeros	25
2.2 Fotoiniciadores convencionales para la polimerización	26
2.3 Relleno o porción inorgánica	28
Parte II: Polimerización	29
3. Cinética de la polimerización	29
3.1 Mecanismo de polimerización	31
3.2 Grado de conversión	32
3.3 Unidad de polimerización	33
2.3 Definición de Términos	39

CAPITULO 3: METODOLOGÍA 41
3.1 Sistema de Hipótesis 41
3.1.1 Hipótesis general 41
3.1.2 Hipótesis específicas 41
3.2 Variables y operacionalización de las variables 41
3.3 Diseño de la investigación 43
3.4 Población y muestra 43
3.4.1 Población de estudio 43
3.4.2 Muestra 43
3.4.3 Selección de la muestra 44
3.4.4 Criterios de inclusión y exclusión 44
3.5 Técnica, Procedimiento e Instrumento de recolección de datos. 44

CAPÍTULO 4: RESULTADOS Y DISCUSIÓN 47
4.1 Análisis, interpretación y discreción de resultados 47
4.2 Prueba de hipótesis 48
4.3 Presentación de resultados 48
4.4 Discusión 64

CONCLUSIONES 66
RECOMENDACIONES 67
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS 68
ANEXOS 72

LISTA DE TABLAS

Pág.

Tabla 1. Clasificación de los tamaños de partículas de relleno. 22

Tabla 2. Índices de refracción representativos para varias mezclas de resina y rellenos. 29

Tabla 3. Criterios y clasificación de los polímeros y sus reacciones de la polimerización. 30

Tabla 4. Perfil Técnico de las Resinas Compuestas de Nanorelleno y a Granel. 38

Tabla 5. Resumen de los elementos que participaron en la investigación. 46

Tabla 6. Comparación de la profundidad de polimerización de la "Resina Tetric-N-Ceram" según unidad de luz visible. 48

Tabla 7. Comparación de la profundidad de polimerización de la Resina Filtek Z-350 XT según unidad de luz visible. 49

Tabla 8. Comparación de la profundidad de polimerización de la "Resina Bulk Fill" según unidad de luz visible. 50

Tabla 9. Comparación de la microdureza superficial superior de polimerización de la "Resina Tetric-N-Ceram" según unidad de luz visible. 51

Tabla 10. Comparación de la microdureza superficial inferior de polimerización de la "Resina Tetric-N-Ceram" según lámpara de luz visible. 52

Tabla 11. Comparación de la microdureza superficial superior de polimerización de la "Resina Filtek Z-350 XT" según lámpara de luz visible. 53

Tabla 12. Comparación de la microdureza superficial inferior de polimerización de la "Resina Filtek Z-350 XT" según lámpara de luz visible. 54

Tabla 13. Comparación de la microdureza superficial superior de polimerización de la "Resina Bulk Fill" según unidad de luz visible. 55

Tabla 14. Comparación de la microdureza superficial inferior de polimerización de la “Resina Bulk Fill” según lámpara de luz visible. 56

Tabla 15. Comparación de profundidad de polimerización según tipo de resina. 57

Tabla 16. Comparación de la microdureza superficial superior según tipo de resina. 58

Tabla 17. Comparación de la microdureza superficial inferior según tipo de resina. 59

Tabla 18. Comparación de la profundidad de polimerización según unidad de polimerización. 60

Tabla 19. Comparación de la microdureza superficial superior según unidad de polimerización. 61

Tabla 20. Comparación de la microdureza superficial inferior según unidad de polimerización. 62

Tabla 21. Mediciones de la profundidad de polimerización en los diferentes especímenes resinosos activadas con unidades de luz para su polimerización. 63

ÍNDICE DE FIGURAS

Pág.

Figura 1. Diferentes tipos de fotoiniciadores con sus curvas de absorción. 26

Figura 2. Esquema resumen de los procedimientos en la Investigación. 46

Figura 3. Comparación de la profundidad de polimerización de la "Resina Tetric-N-Ceram" según unidad de luz visible. 48

Figura 4. Comparación de la profundidad de polimerización de la "Resina Filtek Z-350 XT" según unidad de luz visible. 49

Figura 5. Comparación de la profundidad de polimerización de la "Resina Bulk Fill" según unidad de luz visible. 50

Figura 6. Comparación de la microdureza superficial superior de polimerización de la "Resina Tetric-N-Ceram" según unidad de luz visible. 51

Figura 7. Comparación de la microdureza superficial inferior de polimerización de la "Resina Tetric-N-Ceram" según unidad de luz visible. 52

Figura 8. Comparación de la microdureza superficial superior de polimerización de la "Resina Filtek Z-350 XT" según unidad de luz visible. 53

Figura 9. Comparación de la microdureza superficial inferior de polimerización de la "Resina Filtek Z-350 XT" según unidad de luz visible. 54

Figura 10. Comparación de la microdureza superficial superior de polimerización de la "Resina Bulk Fill" según unidad de luz visible. 55

Figura 11. Comparación de la Dureza superficial inferior de polimerización de la "Resina Bulk Fill" según lámpara de luz visible. 56

Figura 12. Comparación de profundidad de polimerización según tipo de resina. 57

Figura13. Comparación de la microdureza superficial 58

superior según tipo de resina.
Figura 14. Comparación de la microdureza superficial inferior según tipo de resina. 59
Figura 15. Comparación de la profundidad de polimerización según unidad de polimerización. 60
Figura 16. Comparación de la microdureza superficial superior según unidad de polimerización. 61
Figura 17. Comparación de la microdureza superficial inferior según unidad de polimerización. 62

RESUMEN

Objetivo. Evaluar la profundidad de polimerización y el grado de conversión por medio de la microdureza superficial interna de dos resinas compuestas de nanorelleno utilizando dos lámparas LED; una de segunda generación y la otra de tercera generación. **Metodología**. En el estudio *in vitro*, se obtuvieron 75 especímenes que se dividieron en tres grupos de acuerdo al tipo de resina compuesta, dos resinas de nanorelleno "Tetric N-Ceram" (Ivoclar-Vivadent) y "Filtek Z-350 XT" (3M) y una resina Bulk Fill (grupo control) y cada uno de ellos en tres subgrupos según el tipo de unidad de luz, una unidad de luz "halógena" (grupo control), y dos lámparas de luz emitida por diodos (LED-Valo y LED-Elipar), aplicada sobre el espécimen. Se realizó el análisis estadístico, en donde, las variables fueron sometidas a las pruebas de normalidad y homogeneidad por sus varianzas. Las variables principales no cumplieron con estos supuestos, por lo cual se aplicó la prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis. Para encontrar las diferencias entre pares, se aplicó la prueba post-hoc de Dunn. **Resultados**. Se observó que en las resinas compuestas de nanorelleno no hay diferencias entre los diferentes grupos en relación a la profundidad de polimerización, pero si se observó que la resina Filtek Z350-XT presentó una mejor performance en la microdureza superficial interna como expresión del grado de conversión, utilizando diferentes unidades de luz visible. De la misma forma, las unidades de luz visible en relación a la profundidad de polimerización la LED-Elipar presentan una mejor performance que la LED-Valo, sin diferencias significativas en la microdureza superficial interna como expresión del grado de conversión en los diferentes grupos de resinas compuestas de nanorelleno. **Conclusión**. Se obtuvo una mejor performance con la LED de segunda generación en profundidad de polimerización con las resinas de nanorelleno y el grado de conversión por medio de la microdureza superficial interna con la lámpara LED de tercera generación con las resinas de nanorelleno.

Palabras claves: luz visible, resinas compuestas, efectos de la radiación, polimerización

ABSTRACT

Objective. To evaluate the polymerization depth and the degree of conversion in the medium of the internal surface microhardness of the composite nanofilled resins using two LED lamps; one of second generation and other of third generation. **Methodology.** In the "*In vitro"* study, 75 specimens were obtained that were divided into groups according to the type of composite resin, two nanofilled resins Tetric N-ceram (Ivoclar-Vivadent) and Filtek Z350 XT (3M) and a resin Bulk Fill (control group) and each of them in three subgroups according to the type of visible light unit, a halogen light lamp (control group), and the lights of light emitted by diodes (LED-Valo and LED-Elipar), applied on the specimen. The statistical analysis was carried out, where the variables were subjected to the tests of normality and homogeneity for their variances. The main variables were not met with these assumptions, which is why the non-parametric Kruskal-Wallis test is applied. To find the differences between the pairs, Dunn's post-hoc test is applied. **Results**. Filtek Z350-XT has presented a better performance in surface microhardness internally as the expression of the degree of conversion, using different units of visible light. The same shape, visible light units in the depth of polymerization. LED light is shown in better performance than LED light, with no significant differences in microhardness of conversion in the different resin groups composed of nanofilled. **Conclusion**. A better performance was obtained with the second-generation LED in polymerization depth with the nanofilled resins and the degree of conversion by means of the internal surface microhardness with the third generation LED lamp with the nanofilled resins.

Keywords: visible light, composite resins, radiation effects, polymerization

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN

La población peruana según el informe del INEI del último censo realizado en el año 2017, llegó a 31'237,385 habitantes, en los que se considera a la población censada y la población omitida, lo cual debe traducirse en una buena planificación en salud oral y poder solucionar el mayor problema en salud oral en el país, que es la caries dental; el impacto de ella en nuestro país es aproximadamente siete de cada diez peruanos afectados por ella con un CPO-D de cuatro (variable +1/-1), además de la demanda existente del tratamiento de lesiones cariosas en niños, adultos y adulto mayor.

Debido a los compromisos mundiales en relación al medio ambiente y la firma de pactos para el no uso del mercurio, (estando erradicado para el 2021), como contaminante ambiental, el Minsa prohibió el uso de la amalgama dental, quedando casi como única opción en la solución de los problemas restauradores de origen carioso a las resinas compuestas.

En la actualidad las tendencias en el tratamiento odontológico son de preservación o ser mínimamente invasivo, los materiales resinosos junto con los adhesivos se adaptan a este concepto y estrategia de tratamiento. Las resinas compuestas como material de reemplazo parcial de los tejidos dentarios requieren un conjunto de recursos que facilitan su uso como: equipo de aislamiento dental, sistemas adhesivos, unidades de fotocurado y sistemas de pulido y acabado; además de las características del compuesto resinoso utilizado, como de sus iniciadores e inhibidores de la polimerización. La consideración de todos ellos contribuye a la previsibilidad de los tratamientos con resinas compuestas y su éxito.

Es importante mencionar la capacidad que puedan tener las unidades de luz visible para poder actuar a través de todo el material con su energía radiante al ser absorbida por ella, la energía emitida no siempre es la misma que la energía recibida en un tiempo determinado que, puede ser apropiada o no, para la energía total acumulada en el material compuesto y poder tener una transformación de su estado por medio del grado de conversión de esta.

Entonces problemas como contracción de la polimerización, filtración, desgaste de su superficie, pigmentación, fractura, lixiviación, sensibilidad y

dolor; pueden llevar al fracaso correspondiente y la pérdida de la vitalidad pulpar o del órgano dental.

Debemos de considerar estar precisos en aspectos como profundidad de polimerización, grado de conversión y microdureza superficial evaluando aspectos como composición de las resinas compuestas con sus iniciadores de la polimerización, unidades de luz visible en su intensidad, longitud de onda e irradiancia para la longevidad de las restauraciones sin problemas y la preservación del órgano dental que contribuye con la salud bucal de la población.

1.1 Situación Problemática

Uno de los graves problemas en salud oral, sino el principal es la caries dental que afecta, aproximadamente; nueve de cada diez peruanos; el daño producido por esta enfermedad ha dejado una grave secuela en la población, lo que genera una gran demanda restauradora principalmente, además de una labor preventiva para el control de la enfermedad en cada individuo.

La demanda restauradora es alta en nuestro país y uno de los materiales dentales restauradores más empleados por el profesional odontólogo y solicitado por los pacientes son las resinas compuestas fotopolimerizables; por su alta estética, color y naturalidad.

El mayor problema reportado en la literatura científica de las resinas compuestas es la contracción por la polimerización, producto del esfuerzo generado durante su proceso de conversión, este es el principal problema que se tiene por resolver en la odontología restauradora, porque interfiere en la predictibilidad del tratamiento restaurador.

El fotocurado de las resinas compuestas está conducida por una variación dimensional equivalente al 5% aproximadamente, que genera el impulso de un gran esfuerzo interno. La acumulación de esta fuerza o tensión que se concentra en la interface diente-restauración y puede ocasionar perdida de continuidad en los márgenes, pigmentación marginal, sensibilidad postoperatoria y recidiva cariosa.

El proceso químico en la polimerización de las resinas compuestas genera la fractura de los enlaces dobles carbono-carbono para tener radicales libres y se puedan unir por enlaces simples los monómeros.

La variación dimensional de los monómeros se debe a la conversión de fuerzas intermoleculares denominadas de “Van-der-Waals” en enlaces covalentes simples durante la fase posgel. Así mismo, la variación dimensional es producto de la conversión de pregel a posgel.

En relación con la polimerización y lo que se requiere de Irradiancia para una polimerización homogénea o grado de conversión del polímero, depende del volumen de resina, el color de la resina compuesta, el tipo de unidad de luz visible, la potencia de la unidad de luz visible y la distancia de foco son variables a considerar para no alterar las propiedades mecánicas y biológicas del material restaurador, y lograr el éxito correspondiente en las técnicas restauradoras adhesivas. Aproximadamente se colocan doscientos sesenta millones de restauraciones a base de resina compuesta directa anualmente en todo el mundo, el fallo prematuro de estas restauraciones tendrá consecuencias financieras y de salud importante. Diferentes informes sobre la longevidad media de las resinas compuestas fotopolimerizables colocadas en el sector posterior en los consultorios dentales, en todo el mundo está cerca tan sólo de 6 años de vida aproximadamente. Una reciente revisión en la base de datos Cochrane informó que las resinas del sector posterior son casi dos veces más propensas a fallar como las restauraciones de amalgama. Las dos causas más comunes de insuficiencia son caries secundarias y fractura. Está situación puede ser el resultado de una insuficiente fotopolimerización de las capas de resina, que se sabe que afectan adversamente a las propiedades mecánicas y también la fuerza de unión entre la resina y las paredes de la estructura dental. Por lo tanto, es importante examinar las variables probables que influyen en la inadecuada fotopolimerización de las restauraciones con resinas compuestas[1].

1.2 Formulación del problema

¿Existen diferencias en la profundidad de polimerización y grado de conversión de dos resinas compuestas fotopolimerizables utilizando dos unidades de luz visible?

1.3 Justificación

1.3.1 Justificación Teórica

Las resinas compuestas fotopolimerizables de nanorelleno no han sido valoradas en su profundidad de polimerización con lámparas LED de tercera generación y observadas si la profundidad de polimerización guarda alguna relación con el grado de conversión expresado por la microdureza superficial en resinas de nanorelleno.

Por lo referido anteriormente es necesario evaluar la profundidad de polimerización y su grado de conversión, ya que la presencia de nuevos fotoiniciadores y unidades de luz visible con diferentes ondas de salida puedan suplir eficientemente a la luz halógena, que tiene una longitud de onda más amplia que aquellas luces emitidas por diodos, el corroborar dada la evolución de las resinas compuestas en utilizar capas de mayor espesor a los dos milímetros, como las resinas Bulk Fill, que contienen en su matriz nuevos iniciadores de polimerización es de importancia crucial en la previsibilidad de los tratamientos.

1.3.2 Justificación Práctica

Hay que enfatizar la importancia de la polimerización en las técnicas restauradoras, tenemos que considerar la irradiancia y el tiempo de curado.

Las resinas compuestas fotopolimerizables es el material restaurador de primera elección y resuelven una serie de situaciones clínicas donde es necesario utilizar diferentes técnicas restauradoras ya sea directa o

indirecta. Una falla en la polimerización puede originar una serie de problemas en la propiedades mecánicas, ópticas y biológicas; la previsibilidad de los tratamientos restauradores con resinas compuestas fotopolimerizables, que es un factor a considerar.

Se requiere una irradiancia de 16 joule/$cm^{2,}$ aproximadamente; las lámparas de luz visible han variado en su intensidad que va de la luz halógena (300mW/cm^2) con otras tecnologías que superan los 1000 mW/cm^2, una de ellas es la luz emitida por diodos y expresada en diferentes generaciones, es preciso ensayar si las intensidades o el tiempo que indica el fabricante es lo más apropiado en estas nuevas tecnologías y lo que debe ser irradiado a la resina compuesta.

Esto va a influir en su grado de conversión homogénea, para aprovechar sus propiedades mecánicas y su respuesta biológica positiva; lo cual redundara positivamente en la salud del paciente y en el manejo de una técnica más exitosa por el profesional odontólogo.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo General

Determinar y comparar la *profundidad de polimerización* y grado de conversión de dos resinas compuestas de nanorelleno usando dos unidades de luz visible.

1.4.2 Objetivos Específicos

- Determinar la *profundidad de polimerización* de dos tipos de resinas compuestas de nanorelleno por una lámpara LED de alta intensidad y una LED de alta intensidad y espectro ampliado, considerando la norma ISO 4049.
- Determinar el grado de conversión por medio de la *microdureza superficial* de dos tipos de resinas compuestas de nanorelleno por una Lámpara LED de alta intensidad y una LED de alta intensidad de espectro ampliado.

- Comparar la *profundidad de polimerización* de dos tipos de resinas compuestas de nanorelleno por una unidad LED de alta intensidad y otra de alta intensidad con espectro ampliado, considerando la norma ISO 4049.

- Comparar el grado de conversión por medio de la *microdureza superficial* de dos tipos de resinas compuestas de nanorelleno por una lámpara LED de alta intensidad y otra de alta intensidad con espectro ampliado.

1.5 Limitaciones

Se observa una variedad de los distintos fabricantes en los productos de unidades de luz visible, como en diferentes marcas de resinas compuestas activadas por luz visible; la posibilidad de abarcar todos los productos del mercado en relación con las resinas compuestas como las lámparas de luz visible; solo fueron considerados los más representativos en este estudio.

Debido a factores económicos se limitó el acceso a una muestra mayor de materiales a testar.

El número de pruebas a utilizar como el uso de un espectrómetro para polímeros y poder valorar la uniformidad de la energía recibida o el análisis al microscopio electrónico de barrido, elevan los costos del estudio como la no disponibilidad de algunos de estos instrumentos en la localidad.

Se debe considerar que al ser un estudio *in vitro* por característica propia presenta las limitaciones del caso, este tipo de "pesquisa" no siendo claramente extrapolable a la práctica clínica en su totalidad, nos ayuda a valorar el comportamiento de los instrumentos y materiales de obturación probados, para ser más previsibles en los tratamientos.

Mencionado esto, resulta poco práctico establecer la "profundidad de polimerización" *in viv*o debido a dificultades "bioéticas y metodológicas".

CAPÍTULO 2: MARCO TEÓRICO

2.1 Antecedentes de la Investigación

Yokesh CA.y cols. (2017)[2]. "Evaluación comparativa de la profundidad de curado y grado de conversión de dos resinas fluidas Bulk". En su estudio tuvieron como logro, valorar comparativamente "la profundidad de curado" de dos resinas compuestas fluidas de Bulk Fill diferentes, considerando la norma ISO 4049 y también para valorar el "grado de conversión" de las mismas resinas compuestas con el método de espectroscopía de infrarrojo transformada de Fourier (FTIR). Se confeccionaron muestras de "resinas compuestas" (n = 10) por grupo con compuestos fluidos de relleno Bulk-fill,Surefil SDR (Dentsply Caulk, Milford, DE, EE. UU.) Designado como relleno a granel Grupo A y Filtek (3M ESPE, St.Paul, MN, EE. UU.) designados como Grupo B. La profundidad de curado se determinó de acuerdo con la norma "ISO 4049; y el método de espectroscopia de FTIR se utilizó para estimar el grado de conversión, tanto para llenar composites fluidos. El grado de conversión del monómero a polímero se estimó individualmente en la mitad coronal (Grupo A1 y B1) y la mitad pulpar (Grupo A2 y Grupo B2) dividiendo cada espécimen en dos mitades. Los datos se analizaron usando la prueba t de Student no apareado con un nivel de significancia del 5%.

La profundidad media de curado del Grupo A fue de 3.89 mm (± 0.103) y para el Grupo B fue de 3.54 mm (± 0.129). El grado de conversión expresado en porcentaje para el Grupo A1 = 78.51 (± 47.8), el Grupo A2 = 31.9 (± 22.4), el Grupo B1 = 39.8 (± 5.2), el Grupo B2 = 37.4 (± 6.4).

El análisis estadístico reveló una diferencia significativa en la profundidad de curado entre los dos composites fluidos de llenado masivo con Grupo A superior al Grupo B. El grado de conversión de la mitad coronal del Grupo A1 fue significativamente mayor en comparación con el Grupo B1.

La resina de relleno a granel (Bulk Fill) Surefil SDR tiene una mejor profundidad de curado y grado de conversión en comparación con los compuestos de relleno a granel Filtek.

Mazhari y cols. (2016)[3]. "Microdureza de resina de foto curado a través de diferentes grosores de dientes primarios con diferentes intensidades de luz y tiempos de curado: estudio in vitro". El objetivo de este estudio fue evaluar el efecto del aumento en el tiempo de exposición e intensidad luminosa sobre la microdureza de curado a través de diferentes espesores de estructura dental en dientes primarios. Fueron cien muestras y se prepararon setenta especímenes compuestos de resina cilíndrica. Todos los especímenes se dividieron en 17 muestras experimentales y de control. Grupos. Unidad de curado de luz emitida por diodos (LCU) aplicada directamente a través de espesores de 1, 2 y 3 mm de esmalte de diente para grupos experimentales. Los protocolos de irradiación fueron 25 y 50 s a 650 mW / cm2 y 15 y 30 s a 1100 mW / cm2 los que se utilizó LCU de cuarzo-tungsteno-halógeno (400 mW / cm2) durante 40 s en el grupo de control. La microdureza fue medida por la escala Vickers, examen de dureza. Los especímenes fotocurados indirectamente y los fotocurados a través de una estructura dentaria de 1 mm de espesor, un aumento en la intensidad causó la caída de la dureza. En los especímenes curados con estructuras dentales de 2 y 3 mm de espesor, se incrementó la intensidad y / o el tiempo de exposición no mostró ningún cambio apropiado en la microdureza. La irradiancia a través de un corte de diente de 1,0 mm redujo la microdureza, aunque todavía estaba dentro del nivel clínicamente aceptable. Los valores de dureza de los especímenes fotocurados 2 ó 3 mm de espesor con cortes en rodajas cayó por debajo del nivel clínicamente aceptable, incluso después de duplicar el tiempo de exposición y / o la intensidad de la luz.

Orozco R y cols. (2015)[4]. Realizo el curado de resinas por medio de diferentes espesores del tejido dental. Quiso establecer el espesor de estructura dental a través del cual se puede fotopolimerizar la resina "Prime Dent®" con una mínima contracción y "profundidad de polimerización" apropiada. Se realizaron 80 muestras de molares de 1, 2, 3 y 4 mm de

espesor (20 por grupo). Se calculó la contracción y se dedujo la variación dimensional de la resina polimerizada “Visilux 2, 3M” a través de cada especimen (60 s, 400 mW/cm2). Se realizaron pruebas de profundidad de curado, se midió el espesor de la resina polimerizada de acuerdo con la especificación No. 27 ADA. El grupo control fue elaborado para ambas propiedades. Los datos fueron analizados usando ANOVA con prueba de Tukey ($p < 0.001$). La profundidad de polimerización: conforme se aumentó el espesor de tejido, ésta disminuyó, presentándose diferencias significativas en todos los grupos. “El espesor que mostró menor encogimiento, cumpliendo con una profundidad de curado adecuada (ADA marca como valor mínimo, 1 mm) fue de 3 mm. Encogimiento: a medida que aumentó el espesor, éste disminuyó, no existiendo diferencia estadísticamente significativa entre los grupos de 2 y 3 mm”. Según estos resultados, es posible fotocurar a través de un espesor de tejido de 3 mm. “Es necesario obtener más estudios sobre las propiedades mecánicas utilizando diferentes espesores de tejido dental”.

Kopperud HM y cols. (2014)[5]. “Efecto de la exposición corta de la lámpara LED sobre la resistencia al desgaste, el monómero residual y el grado de conversión para resinas Filtek Z250 y Tetric Evo-Ceram”. Realizó este estudio para demostrar el efecto de la irradiancia localizada y su distribución espectral no homogénea de una unidad dental fotopolimerizable basada en LED (LCU) sobre los valores de microdureza correspondientes en la parte superior y superficies inferiores de cuatro materiales compuestos a base de resinas dentales (GR), que contenía ya sea canforoquinona (CQ) sola o una combinación de CQ y óxido monoacilfosfina (TPO) como fotoiniciadores. Perfiles del haz de irradiancia localizadas de una LCU basada en LED poliwave, se registraron cinco veces utilizando un analizador láser de haz, sin y con filtro de paso de banda estrecha o bien una de 400 o 460 nm. colocado delante de la lente de la cámara. Cinco especímenes de cada una de las cuatro RBCs (dos que contienen CQ / TPO y dos con adición de CQ-solamente) se expusieron durante 5, 10y 30seg. con la guía de luz directamente sobre la superficie superior de la RBC. Después de 24 h, se midieron los valores de microdureza Knoop en 45 localizaciones a través de

las superficies superior e inferior de cada espécimen. Las lecturas de microdureza para cada superficie y tiempo de exposición RBC se correlacionaron con los patrones localizadas del perfil de la LCU, se midieron utilizando los filtros de paso de banda 400 nm y 460 nm. de correlación de rangos de Spearman se utilizó para evitar depender de una suposición de una distribución normal bivariado para la KHN e irradiancia.

Los valores de irradiancia y de emisión espectral locales no se distribuyen uniformemente a través de la punta de luz. Hubo una fuerte correlación positiva significativa con los valores de perfil del haz de irradiación de la LCU tomadas a través de filtros de paso de banda y los mapas de microdureza de las superficies expuestas de RBC para 5 y 10 s. La fuerza de esta correlación se redujo al aumentar el tiempo de exposición para los especímenes que contienen sólo CQ, y el aumento de los especímenes que contienen tanto CQ y TPO. El haz localizado y las distribuciones espectrales de todo el extremo de la punta guía, está fuertemente correlacionada con áreas de microdureza correspondiente tanto en las superficies superior e inferior entre cuatro RBCs con diferentes contenidos de fotoiniciador.

Una unidad fotopolimerizable con una salida de luz altamente no homogénea puede afectar negativamente la microdureza localizada de materiales compuestos a base de resina y esto puede ser un factor contribuyente para el fallo prematuro de una restauración.

García D y cols. (2014)[6]. "Polimerización por contracción y profundidad de curado de resinas Bulk Fill". El logro fue para "evaluar la contracción de polimerización y la profundidad de curado" de dos materiales compuestos de relleno con mayor capacidad de fluir, uno nanohíbrido compuesto modificado a una consistencia fluida, y un fluido estándar compuesto, comparando el método de raspado para la prueba de dureza Knoop. Dos resinas con mayor capacidad de fluir, "SureFil SDR" flujo (SSF) (Dentsply) y "Venus Bulk Fill" (VBF) (Heraeus Kulzer), uno de fluidez estándar, "Filtek Supreme" Ultra fluidas (FSUF) (3M / ESPE) (control), y un material compuesto ordinario que se puede hacer capaz de fluir, SonicFill (SF) (Kerr), que se utilizaron en este estudio.

Para la contracción por la polimerización (PS), se hicieron diez muestras de 2 mm para cada compuesto y se curaron durante 20 segundos y la contracción se midió con un linometro Kaman. Para dureza, diez muestras de cada compuesto se realizaron en un molde de 10 × 10mm y se curaron durante 20 segundos; la superficie inferior se raspó de acuerdo con la especificación ISO 4049, y el espesor restante se midió con un micrómetro. Muestras de dureza se prepararon a 2, 3, 4, y 5 mm de espesor x 14 mm de diámetro, se curaron durante 20 segundos, y luego fueron pulidas. Después de 24 horas de almacenamiento en seco, un indentador Knoop se aplicó a 100 g de carga durante 11 segundos. Tres lecturas se hicieron en la parte superior e inferior de cada muestra y se promediaron para cada superficie para calcular un valor de dureza Knoop y una relación de dureza inferior / superior. Se usaron análisis unidireccional de varianza y pruebas de Tukey para determinar las diferencias significativas entre los espesores y entre los métodos de prueba para cada material. Resultados: “PS valores fueron 3,43 ± 0,51%, 3,57 ± 0,63%, 4,4 ± 0,79%, y 1,76 ± 0,53% para FSUF, SSF, VBF, y SF, respectivamente. VBF mostró significativamente mayor contracción (4,4 ± 0,79%), seguido de FSUF (3,43 ± 0,51%) y SSF (3,57 ± 0,63%), que fueron similares, y SF (1,76 ± 0,53%), que tenía significativamente menos contracción ($p < 0,05$)”.

Los valores para el método de raspado para la profundidad de curación fueron significativamente mayores para SSF y VBF (> 5,0 mm), seguido de SF (3,46 ± 0,16 mm) y FSU (2,98 ± 0,22 mm).

Valores de dureza Knoop (KHN arriba) fueron: VBF 21.55 ± 2.39, 44.62 ± 1.93 FSUF, SSF 29,17 ± 0,76 y 72,56 ± SF 2,4 a 2 mm y no fueron significativamente diferentes en la posición 3, 4 y 5 mm de espesor dentro de cada material. “Proporción para abajo / hacia arriba los valores (la profundidad de curado) para 2, 3, 4, y 5 mm de fueron: VBF 0,80 ± 0,1, 0,78 ± 0,03, 0,67 ± 0,10 y 0,59 ± 0,07, respectivamente; SSF 0,74 ± 0,08, 0,72 ± 0,08, 0,69 ± 0,18 y 0,62 ± 0,08, respectivamente; SF 0,82 ± 0,05, 0,68 ± 0,05, 0,47 ± 0,04 y 0,21 ± 0,02, respectivamente; y FSUF 0,56 ± 0,08 a 2 mm y 0,40 ± 0,08 a 3 mm”. La proporción inferior / superior era 80 o menos en todas las profundidades y disminuyó por debajo de 0,70 a 4 mm de profundidad para VBF y SSF, al 3 mm para SF y al 2 mm para FSUF.

Poggio C y cols. (2012)[7]. "Evaluación de la dureza Vickers y la profundidad de curado de seis resinas de fotocurado con diferentes modos de polimerización"**.** El presente estudio in vitro evaluó la dureza Vickers (VK) y la profundidad de curado (relación de dureza) de los seis compuestos de resina, polimerizado con una Luz emitida por diodos (LED) unidad de curado por diferentes modos de polimerización: Standard 20", estándar de 40", Soft-start 40".Se seleccionaron seis compuestos de resina para el presente estudio: tres microhíbridos "(Esthet.X HD, Amaris, Filtek Silorano), dos nanohíbridos (Grandio, Ceram.X mono) y un nanorelleno (Filtek Supreme XT)". La VK de la superficie se determinó con un aparato de ensayo de microdureza usando un indentador de diamante Vickers y una carga de 200 g aplicada durante 15 segundos. La relación media VK y dureza de las muestras se calculó usando la fórmula: relación de dureza = VK de la superficie inferior / VK de la superficie superior.

Para todos los materiales probados y con todos los modos de polimerización, la relación de la dureza fue mayor que el valor mínimo indicado en la literatura con el fin de tener en cuenta la superficie inferior como curados adecuadamente (0,80). "El tiempo de curado no afectó los valores de relación de dureza para Filtek Silorano, Grandio y Filtek Supreme XT". La eficacia del curado en la superficie superior e inferior no se vio afectada por el modo de polimerización de arranque progresivo.

Ribeiro BC y cols. (2012)[8]. "Grado de conversión de resinas compuestas nano rellenas y microhíbridas fotocurados por diferentes generaciones de LED". Este estudio tuvo como logro evaluar el "grado de conversión" (DC) de cuatro "resinas compuestas", siendo una de nanorelleno y tres resinas microhíbridas, foto-activadas con Luz emitida por diodos (LED) de segunda y tercera generación.

Las resinas compuestas de nanorelleno Filtek ™ Z350 y las resinas microhíbridas Amelogen® Plus, Vit-l-escence ™ y Opallis se activaron con dos LED de segunda generación (Radii-cal y Elipar Free Light ™ 2) y un LED de tercera generación (Ultra -Lume LED 5) por modo de luz continua, y una bombilla de cuarzo halógeno-tungsteno (QHT, control). Después de

24horas de almacenamiento, las muestras se pulverizaron en polvo fino y se mezclaron 5 mg de cada material con 100 mg de bromuro de potasio (KBr). Después de la homogeneización, se presionaron, lo que dio como resultado un sedimento que se evaluó usando un espectrómetro infrarrojo (Nexus 470, ThermoNicolet) equipado con detector TGS utilizando reflectancia difusa (32 exploraciones, resolución de 4 cm (-1)) acoplado a una computadora.El ANOVA mostró un efecto significativo en la interacción entre las unidades de luz visible para la fotopolimerización (LCU) y las resinas compuestas ($p < 0.001$). La prueba de Tukey mostró que la resina de nanorelleno (Filtek ™ Z350) y Opallis cuando es fotoactivada con la lámpara halógena (QTH) tenían la CC más baja en comparación con las otras resinas compuestas microhíbridas. El DC de la resina de nanorelleno (Filtek ™ Z350) también fue menor usando LED. Los mayores grados de conversión se obtuvieron utilizando el LED de tercera generación y uno de los LED de segunda generación (Elipar Free Light ™ 2). La resina de nanorelleno mostró el DC más baja y la resina compuesta microhíbrida Vitall-escence ™ mostró la DC más alta. Entre las LCU, no fue posible establecer unadiferencia, a pesar de que el LED Radii-cal de segunda generación proporcionó el DC más bajo.

Nevárez A y cols. (2010)[9]. "Microdureza profunda en una resina compuesta fotopolimerizada por diferentes fuentes de luz". El objetivo de este estudio fue contrastar la "profundidad de polimerización" inducida en una "resina compuesta" de uso dental, por "dos sistemas convencionales de fotocurado y un láser Innova 300 adaptado experimentalmente a una longitud de onda de 488nm". Se elaboraron 12 especímenes de una "resina compuesta" en 2 diferentes espesores de acuerdo a la norma ISO 4049:2000, fotocurándose con 3 diferentes unidades de luz visible. 60 días después del fotocurado se realizaron análisis de microdureza. La prueba de microdureza se realizó a los 60 días de la polimerización, y fue realizada en la cara inferior de los especímenes (sitio profundo), obteniendo valores aleatorios entre los grupos; realizando un total de 60 medidas. El "durómetro Digital Vickers" fue programado en condiciones de carga de 1Kg. Fuerza / 15 segundos). Obteniendo valores por encima de los 70 HV.

“La prueba de ANOVA mostró diferencias significativas entre las fuentes de fotocurado (Halógena 440 mW/cm2 > LED 810 mW/cm2 > Láser 174 mW/cm2 P=0.016)”. La unidad de luz “LED” presento mayor densidad de potencia, pero no superó la microdureza provocada por el sistema de luz Halógeno.
La fuente de “luz Halógena” de 440 mW/cm2 de potencia, produjo los mayores valores de microdureza en el material respecto a los otros dos sistemas empleados.

Beun S. y cols. (2007)[10]. “Caracterización de resinas de nano rellenos comparados con resinas universales”. El propósito de este estudio fue comparar la parte inorgánica y las propiedades mecánicas de tres compuestos de nanorelleno con cuatro híbridos universales y dos compuestos de microrelleno. El grado de conversión de los materiales fotopolimerizables, utilizando una luz halógena y unidades LED que también fueron investigadas. Tres resinas de nanorelleno (Supreme, Grandio y Grandio Flow), cuatro resinas compuestas híbridas universales (Point4, Tetric Ceram, Venus, Z 100) y dos resinas compuestas de microrelleno (A 110, Durafill VS) fueron utilizados en este estudio. Las muestras utilizadas para las mediciones de las propiedades mecánicas se irradiaron con una lámpara de curado halógeno durante 60 s en ambos lados para lograr el grado óptimo de conversión. Como el grado de conversión puede ser significativamente más bajo para el espécimen in vitro, podemos suponer razonablemente que las propiedades físicas y mecánicas de las restauraciones también son significativamente más bajas. Se comparan los grados de conversión alcanzados con una lámpara halógena, así como con una unidad de curado LED, utilizada de acuerdo con las instrucciones de los fabricantes respectivamente, para el Grandio y el Supreme. Los grados de polimerización obtenidos con el XL-3000 son todos estables dentro de los tres primeros milímetros de las muestras. Por encima de ese valor, el grado de conversión de todos los materiales probados disminuye más o menos dramáticamente, dependiendo del compuesto probado. Las desviaciones estándar más altas relacionadas con la irradiación son con la unidad de curado LED que muestra que este procedimiento parece menos reproducible

para la fotopolimerización que utilizando una lámpara halógena. Se valoraron las propiedades mecánicas: módulo elástico dinámica y estática de las fuerzas flexurales y microdureza de Vickers. Los resultados para la microdureza Vickers variaron desde 18.9 (Durafill VS) a 102.6 (Z-100), Supreme VHN 60 y el Tetric-Ceram 40. El grado de conversión en relación con la profundidad de polimerización de cada material probado se evaluó usando espectrofotometría Raman. Los compuestos de resina como el Z-100 va de 49.84% a 45.74% y el Tetric-Ceram 54.63% a 35.28%, el Filtek Supreme va de 45% a 31.72%. Los materiales compuestos de microrelleno exhiben muchas propiedades mecánicas más bajas La resistencia a la flexión no aparece como un factor de discriminación en este estudio. Los grados de polimerización obtenidos con la lámpara halógena son más altos que los obtenidos con las lámparas LED. Los compuestos de nanorelleno muestran propiedades mecánicas al menos tan buenas como los de híbridos universales y por lo tanto podrían ser utilizados para las mismas indicaciones clínicas como para restauraciones anteriores debido a sus altas propiedades estéticas.

Calabro F. (2006)[11] " Influencia de la dosis de energía sobre la base de la conversación, la tensión de la polimerización, las propiedades mecánicas y la micro infiltración in vitro de las restauraciones con resinas". El objetivo de este trabajo fue verificar la influencia de la dosis de energía aplicada a una resina compuesta sobre su grado de conversión (GC), tensión de polimerización (TP), velocidad máxima de reacción (Rpmax), propiedades mecánicas y microfiltración de restauraciones en vitro confeccionadas con dos tipos de sistema adhesivo. Una resina compuesta experimental fue manipulada en la proporción en peso de 1/1 de BisGMA y TEGDMA, 75% de carga inorgánica. El compuesto fue sometido a dosis de 3, 6, 12, 24 y 48 J/cm2 con irradiancia constante de 500 mW/cm2. GC y Rpmax fueron monitoreados durante 10 minutos antes y después de la fotoactivación a través de FTIR-ATR en películas con 150 um.de espesor (simulando el área irradiada) y en la base de discos con 2 mm de altura. Después de 48 horas de almacenamiento se secó a temperatura de ambiente, nuevas medidas de GC fueron hechas en esos especímenes. TP fue monitoreada durante 10

minutos en especímenes con 1 ó 2 mm de altura construidos entre dos bastones de vidrio. Existió diferencias de dureza entre la parte superior y la base a los 10 minutos en especímenes con 2 mm para 3 y 6 J/cm2. A las 48 horas hubo diferencias entre todos los grupos.

2.2 Bases Teóricas

PARTE I: RESINAS COMPUESTAS

1. Desarrollo y Composición

Los compuestos dentales resinosos han recorrido un largo camino las últimas cinco décadas con mejoras continuas para convertirse en el material de elección para la mayoría de las restauraciones anteriores y posteriores. El objetivo es estético y funcionalmente reemplazan a los tejidos dentales perdidos y garantizan la estabilidad a largo plazo del complejo diente-restauración en el ambiente oral.

El término "material compuesto" se refiere a un material hecho por lo menos de dos componentes distintos, insolubles entre sí, que producen un material con características diferentes, a menudo mejores que los componentes individuales. Tres componentes principales poseen los compuestos dentales y son (A) la matriz orgánica de resina, (B) las partículas de relleno inorgánico distribuido y (C) el silano agente de acoplamiento que recubre las partículas de relleno para la unión química con la matriz de resina.

Desde la introducción de las resinas basadas en compuestos fopolimerizables en la década de los 1970, esta mixtura de fases orgánica e inorgánica viene continuamente evolucionada en su diseño, para cumplir con los crecientes requisitos para la práctica clínica por los odontólogos. Sin embargo, fundamentalmente la química de los compuestos o sus fases no han cambiado significativamente, en su diseño, un material que involucra comúnmente partículas de dispersión dentro de una matriz de resina. Tal matriz típicamente está basada en la química del (di) metacrilato y un sistema para iniciar la polimerización, la canforoquinona sobre la cual se

activa con una fuente de luz. La falta de cualquier cambio sustancial en la fabricación convencional o sus enfoques es, en parte, testimonio del éxito relativo de los compuestos de resina como materiales restauradores de relleno dental. La investigación actual se enfoca sobre estrategias que permitan el curado en bloque o en forma bioactiva con sus propiedades adhesivas y que pueden conducir a una longevidad mejorada.

1.1 Modificaciones en la polimerización

"Las Resinas Compuestas se encuentran formada entonces por tres componentes principales; la matriz o porción orgánica, una fase dispersa inorgánica o relleno y un agente de enlace o acoplador, que une estas dos fases, además de una serie de otros elementos como: pigmentos, opacificadores, inhibidores de la polimerización, un iniciador y un activador del proceso de polimerización" [12]. Los compuestos dentales contienen otros importantes ingredientes tales como, iniciadores para el inicio de la reacción de polimerización, inhibidores que evitan la polimerización espontánea, y pigmentos para la gama de matices que combinan los dientes.

Los primeros compuestos consistían en dos pastas, y se iniciaba la reacción de curado al mezclarlas. Como ningún factor externo estuvo involucrado en este proceso de curado, estos compuestos fueron llamados de "autocurado" o "curado químico". Las dos pastas se basaron en la matriz de resina "Bis-GMA" diluida con monómeros líquidos en suspensión, principalmente TEGDMA, 70 a 80% de su peso en cuarzo, borosilicato, cerámica y partículas de vidrio con forma irregular con un diámetro hasta 100 μm[13,14]. Debido a su pobre performance al deterioro, que conduce al detrimento de la anatomía, el uso de tales compuestos de macrorelleno en dientes posteriores no era lo más recomendable [15,16]. Las indicaciones para el uso de compuestos de macrorelleno eran principalmente para las restauraciones limitadas a clase III y V. Otro problema con los compuestos de autocurado tenía, era que, se mezclaban a mano, lo que podía conducir a errores en las concentraciones de pasta y la inclusión de burbujas de aire en el polímero, lo que resulta en compromisos con las propiedades del material.

Entre los requisitos actuales, la clave para su mayor popularidad, en el uso de los compuestos modernos basados en resina, tenemos; tiempo más corto

de curado y mejora en la profundidad de polimerización con sistemas de curado oscuro, fáciles de usar e incremento de sus propiedades para una efectiva manipulación. Para cumplir con estos requisitos, pocas variaciones en su composición se han realizado. Por lo tanto, un entendimiento de los cambios en su composición es fundamental o es requerido para comprender las ventajas y desventajas que puedan surgir.

Cuando una propiedad es usualmente estimulada por los fabricantes, los profesionales deben proporcionarse la oportunidad de comprender cualquier compromiso con estas características claves, por ejemplo, la profundidad de curado puede mejorarse mucho a costa de una mayor translucidez y menor resultado cosmético y / o de sus propiedades mecánicas.

A mediados de la década de 1970 se produjo un cambio importante, se introdujeron los compuestos de curado por luz. Esto permitió que los compuestos se preparen con una sola pasta, con la composición precisamente definida por los fabricantes. Los primeros compuestos fotopolimerizables fueron de luz ultravioleta (UV), operando entre 360 y 400 nm para iniciar su polimerización. Los inconvenientes con la luz UV, incluyen el peligro para los tejidos orales y la salud ocular. Rápido deterioro de la intensidad luminosa, así como penetración de la energía luminosa superficial, que resulta en una inferior profundidad de curado de los compuestos polimerizados por luz UV.

A finales de los 70, los materiales compuestos activados por luz visible fueron introducidos con el potencial de superar los inconvenientes que tenían los compuestos activados por luz UV. El nuevo sistema fotoiniciador a base de canforoquinona en tándem con el co-iniciador de amina terciaria, proporcionaría una mayor conversión de monómero a polímero que los compuestos de autocurado y sin los inconvenientes asociados con la luz UV[13].

1.2 Modificaciones en el relleno

Los primeros compuestos desarrollados contenían partículas de relleno, en un rango de 10–50 μm incluso hasta 100 μm y fueron etiquetados como compuestos de macrorelleno. A finales de los años 70 marcó otro hito importante en el desarrollo de los compuestos dentales: la introducción de

los compuestos de microrelleno; la hidrólisis y la precipitación fueron empleados para obtener partículas finas de microrelleno de sílice con un tamaño (promedio) de 0.04 µm, en lugar de la técnica de trituración empleada en las partículas grandes de cuarzo, vidrio o cerámica. Ahora está claro que el término "microrelleno" no era apropiado porque las partículas estaban en el rango "nano". Es probable que este término "microrelleno" fuera acuñado para implicar el rango de partículas sustancialmente más pequeñas en comparación con los macrorelleno utilizados anteriormente, sino también porque el concepto de "nano" no existía en ese momento.

Una mayor capacidad de pulido con una mejor estabilidad del color, poseen los materiales compuestos de microrelleno que los de macrorelleno, esto permitió una estética superior para las restauraciones en el sector anterior[17,18]. A la inversa, las partículas de microrelleno ejercieron un área de superficie extremadamente alta, que limitaba el ingreso de mayor carga de relleno. Una carga de relleno menor dio como resultado propiedades mecánicas inferiores y un mayor coeficiente de expansión térmica que los materiales compuestos de macrorelleno[18]. Una forma de aumentar el contenido de relleno, y como consecuencia la mejora de las propiedades mecánicas, fue la adición de complejos basados en microrelleno[13] o rellenos de resina prepolimerizados en la matriz de la resina del compuesto de microrelleno. Estas cargas orgánica-inorgánica se produjeron moliendo el compuesto de microrelleno pre polimerizado en partículas irregulares (1–200 µm) o incorporando microrelleno de sílice en bolas esféricas prepolimerizadas de partículas (20–30 µm)[14]. El tercer tipo fue únicamente complejos aglomerados inorgánicos de microrelleno (1–25 µm)[13]. Los prepolímeros fueron capaces de aumentar el contenido de relleno en compuestos de microrelleno hasta un 60% de su peso. Sin embargo, los prepolímeros no pudieron ser unidos covalentemente a la matriz de la resina, debido a la falta de enlaces C = C disponibles en su superficie, lo que resulta en una baja resistencia al desgaste en los soportes de carga.

Los compuestos híbridos fueron introducidos como una verdadera combinación de compuestos de macrorelleno y microrelleno. Los macrorelleno contenían partículas de cuarzo, vidrio, o Ba /silicato Sr / Al / Zr (1–50 µm) con partículas amorfas de microrelleno de sílice (0.04 µm). La

tendencia a lo largo de la década de los 1980 fue reducir aún más el tamaño de las partículas de macrorelleno a un promedio de 1–5 µm (medianofills) o 0.6–1 µm (minifills)[11]. Los compuestos híbridos se consideraron una óptima combinación de los antecesores, compuestos de macrorelleno y microrelleno. Para favorecer las propiedades mecánicas, ópticas y una mejorada resistencia al desgaste; el cuarzo estaba siendo reemplazado por otros tipos de rellenos debido a su alta abrasividad hacia el esmalte y falta de radiopacidad. Se añadieron rellenos de vidrio de bario y trifluoruro de iterbio / itrio para su radiopacidad y su potencial para liberar fluoruros. Sin embargo, se demostró que el trifluoruro que contiene el compuesto, libera cantidades significativamente menores que un cemento de ionómero de vidrio[19] excluyendo el potencial anticariogénico de tales compuestos. Cuando se introdujeron los compuestos híbridos, hubo una diferencia entre las resinas compuestas para anteriores y posteriores, los compuestos para el sector anterior satisfacían los altos requisitos de estética a expensas de la resistencia y viceversa. Sin embargo, a finales de la década de los 80, esta brecha se estuvo cerrando, y en la década de los 90, se introdujeron los compuestos universales en el mercado. Los compuestos híbridos de partículas pequeñas permitieron la disminución de las distancias entre partículas, que a su vez mejoró la resistencia al desgaste y sus propiedades mecánicas en general, y mantuvo sus propiedades estéticas similares a los compuestos de microrelleno con un gran acabado. Por lo tanto, se recomendaron compuestos universales para restaurar dientes, tanto para el sector anterior como posterior. Además, el término "compuesto microhíbrido" se inventó para referirse a los híbridos que contienen partículas de relleno de vidrio, zirconio o cerámica de 0.4–1 µm, en combinación con sílice amorfa más pequeña de 0.04 µm de tamaño. A mediados y/o finales de la década de los 90, se desarrollaron dos "clases" muy diferentes de materiales compuestos, en función de su consistencia: fluidos y empacables. Los materiales compuestos fluidos fueron diseñados para una mejor adaptación en áreas profundas o socavadas de la cavidad. Su baja viscosidad, se logra bajando el contenido de relleno o agregando surfactantes para reducir la viscosidad, pero manteniendo el contenido de relleno. Las propiedades mecánicas de los materiales fluidos fueron significativamente peores que las

de los materiales compuestos universales[20,21], que restringieron su campo, al revestimiento de cavidades pequeñas. Estas áreas preferentemente sin carga masticatoria (por ejemplo, Clase V) o en reparaciones de restauraciones.

Los materiales compuestos empacables fueron diseñados específicamente para dientes posteriores, como un posible reemplazo de la amalgama. La intención era simplificar el procedimiento clínico mediante la introducción de un material más fuerte que se condensaría en una forma similar como la amalgama. Se logró una alta viscosidad de diferentes maneras, manteniendo el contenido de relleno en el rango de 75-85% en peso: (1) aglomerados de partículas fundidas, (2) rellenos fibrosos y (3) distribución estrecha de mediano, mini- y microrellenos[22]. Las propiedades mecánicas de los composites empacables, no mejoraron, ni se redujo la contracción de polimerización como se esperaría de los materiales de alta densidad[22].

Alrededor del año 2000, la nanotecnología permitió una mayor mejora de los composites dentales y el lanzamiento de los compuestos de nanorelleno y nanohíbridos. Los compuestos de nanorelleno contienen sílice y/o partículas de zirconio (5–20 nm) en partículas de forma discreta / no aglomerada y fusionada /nanoclusters (conglomerados, tamaño promedio = 0.6–10 μm). Los compuestos nanohíbridos contienen nanopartículas de silica /zirconio y partículas grandes de 0.6-1 um vidrio /zirconia / partículas de sílice.

Los compuestos nanohíbridos también contienen relleno de resina prepolimerizada y nanoclusters.

La nueva tecnología sol-gel es utilizada para crear “partículas” de relleno de tamaño “nanométrico”, permite un mayor contenido de nanorelleno comparado con el compuesto de microrelleno tradicional. En general, el alto contenido de relleno, más del 80% en peso de las partículas ultrafinas es responsable de las excelentes propiedades ópticas, de pulido y brillo; así como de sus propiedades mecánicas, dureza, resistencia y la tenacidad al desgaste, hicieron superar a los compuestos microhíbridos [19-22]. Además, la contracción volumétrica de los compuestos de nanorelleno y nanohíbridos no era sustancialmente reducido, estando entre 1.5 y 2.5% de su volumen, referido por los fabricantes y confirmado por investigadores independientes.

Existen varias formas de clasificar los tamaños de partículas de relleno. Un método usa los términos "macro", "mediano", "mini" y "micro".

Tabla 1. Clasificación de los tamaños de partículas de relleno

Macrorelleno	10 a 100 micras
Medianorelleno	1 a 10 micras
Minirelleno	0.1 a 1 micra
Microrelleno	0.01 a 0.1 micra
Nanorelleno	0.005 a 0.01 micra

Fuente: elaborado por Miletic y cols[20].

1.3 Modificaciones de la Matriz de Resina

En el desarrollo de los compuestos en estas cinco décadas, la atención se centró en el contenido de relleno, mientras que la matriz de resina cambió muy poco. Hasta mediados de la década de los 90, el 80% ó 90% de todos los compuestos comercializados contenían BisGMA. Otros monómeros fueron en su mayoría TEGDMA, UDMA, 2 y BisEMA[9], mientras que otros monómeros de metacrilato u otros tipos de monómeros (triciclodecano o poliuretano lineal) fueron raramente utilizados en los compuestos comerciales. La investigación muestra que los compuestos basados en metacrilatos se caracterizan por un curado incompleto y entrecruzamiento con la mayoría suspendida (C = C) en dobles enlaces que quedan dentro de una red polimérica y hasta un 10% de lixiviación para monómeros no curados[3, 11]. Los compuestos a base de metacrilatos son propensos a la absorción de agua e hidrólisis. Las enzimas como la base de colesterol esterasa, también puede hidrolizar polímeros de metacrilato.

La contracción por la polimerización es una desventaja de los compuestos basados en metacrilato que atraen la mayoría de los esfuerzos de investigación. Esto ocurre debido al acortamiento de distancias entre unidades monoméricas en el polímero, en comparación con las distancias intermoleculares de monómeros sin curar.

Se hicieron considerables esfuerzos a lo largo de los años 90 y 2000 con respecto a las modificaciones de las resinas para reducir la contracción por la polimerización y el estrés asociado a esta. Como resultado de estos esfuerzos, se introdujeron compuestos de baja contracción a mediados de la década de 2000; libres de metacrilato Filtek Silorano (3M ESPE) contenía una resina microhíbrida de Silorano y cargas de cuarzo y fluoruro de itrio. La polimerización de este compuesto es catiónica de apertura de anillos e involucró múltiples grupos oxiranos, facilitando la reticulación con el polímero. Se demostró que la contracción de la polimerización era inferior al 1% y "las propiedades mecánicas eran similares a la de los compuestos a base de metacrilatos"[12]. Otros compuestos de baja contracción que siguieron, se basaron en monómeros de cadena larga con mayor peso molecular que el BisGMA. Los estudios in vitro mostraron una contracción similar o menor que los compuestos universales y un bajo stress a la contracción[13-16]. Sin embargo, faltan estudios clínicos y los datos disponibles sugieren que no hay mejoras significativas en las restauraciones posteriores con materiales compuestos de baja contracción. Formulas experimentales con contenidos oxi-bis-metacrilatos, metacrilatos altamente ramificados, silsesquioxanos y monómeros de siloxano cíclicos[23]. La apertura del anillo de las moléculas atrajo la atención, como Stansbury[2] desarrollaron monómeros espiro-orto carbonatos que polimerizan a través de la apertura del doble anillo para su uso potencial en composites dentales, la polimerización se basa en la apertura del anillo en la estructura cíclica. La estructura que resulta se expande en lugar de contraerse durante la unión del monómero y la reticulación.

Los sistemas de tiol-eno-metacrilato fueron investigados por su potencial en reducir el estrés por la contracción y al mismo tiempo mantener su fuerza y grado de conversión sobre el tiempo de curado habitual.

Como resultado de estos esfuerzos, se introdujeron compuestos de baja contracción a mediados de la década del 2000. Filtek Silorano (3M ESPE) libre de metacrilato, contiene la resina de Silorano, cargas de microhíbrido de cuarzo y fluoruro de itrio. La polimerización por apertura del anillo catiónico involucró múltiples grupos oxiranos facilitando la reticulación con el polímero. Se demostró que la contracción de la polimerización era inferior al

1% y las propiedades mecánicas son similares a los compuestos a base de metacrilato[12]. Otros compuestos de baja contracción que siguieron, se basaron en monómeros de cadena larga con mayor peso molecular que el BisGMA. Los estudios in vitro mostraron una contracción similar o menor y una tensión de contracción baja que los compuestos universales[13–16]. Sin embargo, faltan estudios clínicos y los datos disponibles sugieren que no hay datos significativos ni mejoras en las restauraciones para posteriores con materiales compuestos de baja contracción.

La demanda de simplificación de los procedimientos clínicos con materiales compuestos a base de resina llevó al desarrollo del llamado autoadhesivo. Compuestos que se aplican al tejido dental sin uso previo de un sistema adhesivo, aunque los dos primeros materiales de este grupo (Vertise Flow, Kerr y Fusio Liquid Dentin, Pentron) fueron introducidos en el mercado a finales del 2000, no ha habido más adiciones. Los datos de investigación in vivo e in vitro indican un inferior rendimiento de los actuales compuestos autoadhesivos, cuestionando su aplicación clínica de rutina[18, 24,25]. La adición de ácidos monoméricos al autoadhesivo existente a base de metacrilato en su composición no parece proporcionar suficiente adhesión al esmalte y la dentina. Parece razonable suponer que los compuestos autoadhesivos siguen siendo una posibilidad atractiva, pero la mejora del material es claramente necesaria.

Alrededor del 2010, las opciones para restauraciones en el sector posterior, se ampliaron con una nueva "clase" de materiales compuestos –los Bulk-Fill compuestos de relleno masivo o conglomerados. Los Bulk-Fill, rellenos a granel están indicados para capas de 4–5 mm de espesor, lo que significa que estas cavidades tan profundas de 4 a 5 mm pueden ser restaurados usando resinas tipo (Bulk), volumen en lugar de la técnica de “estratificación”. Este enfoque tiene una clara ventaja, en que ahorra tiempo especialmente con grandes restauraciones posteriores. Hay dos grandes tipos de rellenos a granel: (1) rellenos a granel fluidos que requieren el recubrimiento de una capa de compuestos universales y (2) rellenos a granel esculpible que se pueden usar para restaurar toda la cavidad. Una excepción es el compuesto Ever-X- Posterior (GC) reforzado con fibra que,

aunque es esculpible, requiere una capa protectora porque las fibras de vidrio de 1–3 mm dificultan el acabado y el pulido.

Los mecanismos primarios del control de la contracción y el estrés en los compuestos Bulk-Fill de relleno masivo o a granel, según los fabricantes, son monómeros de alto peso molecular que reducen el número de grupos en la reacción, de manera similar a los compuestos de baja contracción y los llamados moduladores del estrés, monómeros de resina con sitios de escisión para aliviar el estrés durante la polimerización. A pesar de la contracción y el estrés por contracción de los compuestos de relleno se ha demostrado en comparación[26], con sus propiedades mecánicas ser inferiores en su mayoría a los compuestos nanohíbridos que requieren mejoras adicionales[27-29].

2. Composición de las Resinas Compuestas

2.1 Monómeros

Otros esfuerzos se han enfocado en el desarrollo de compuestos autoadhesivos, cuya composición debería proporcionar adherencia a los tejidos dentales sin el uso de una capa de adhesivo separada. Si bien la resistencia de dicha autoadhesión sigue siendo bastante baja[19], la resina compuesta utiliza monómeros que presentan grupos ácidos capaces de reaccionar con grupos de calcio de la hidroxiapatita (Ca10 (PO4) 6 (OH) 2). Diferentes monómeros fueron producidos basados en grupos ácidos como el carboxílico y el fosfórico, como la química utilizada para el autograbado o los llamados adhesivos dentales "universales". Los compuestos autoadhesivos deben mostrar un pH suficientemente bajo (≈2-3) para grabar el barro dentinario y el tejido mineralizado, y unirse a las fibras colágenas expuestas[20]. A tal pH, la estabilidad hidrolítica de los dimetacrilatos convencionales está gravemente comprometida, y el diseño de las resinas compuestas autoadhesivas con una apropiada vida útil es compleja[21].

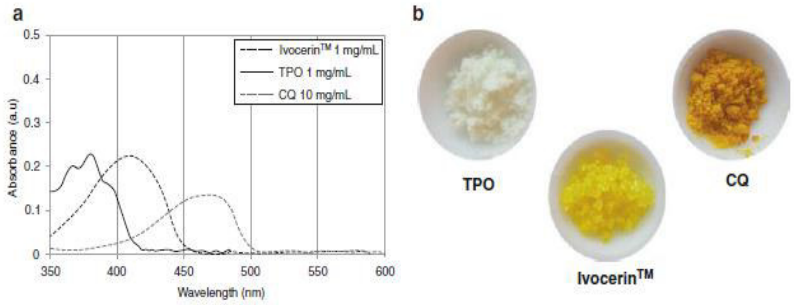
Además, los compuestos autoadhesivos deben mostrar una baja viscosidad y ser anfifílicos para humedecer la dentina, pero también evitar la separación de fases en el material. Desafortunadamente, al igual que con los *Ormocer*, la información sobre la composición y los desarrollos de la resina comercial

autoadhesiva es escasa. Un estudio considero la nanoestructura de la interface entre una resina compuesta experimental de dos partes, que contiene una molécula de éster de ácido fosfórico y los tejidos mineralizados[22.] Los resultados mostraron la formación de una capa híbrida típica de adhesivos de autograbado con un pH relativamente alto (pH> 2). La interacción fue limitada y los autores indicaron una fuerza de adhesión aceptable a la dentina, pero no al esmalte. *In vitro*, la eficacia de la unión de "resinas compuestas" autoadhesivas actuales en el esmalte y la dentina se mantienen subóptimos, con valores de adherencia inferiores a los de un solo paso (y los más simples) adhesivos[8,19]. La tecnología sigue evolucionando, mejorando y de muchas maneras, se sigue de cerca el desarrollo de los cementos resinosos autoadhesivos y sistemas de unión de resina compuesta.

2.2 Fotoiniciadores convencionales para la Polimerización.

La fotopolimerización in situ de compuestos de resina dental requiere el uso de una molécula o sistema capaz de inducir una polimerización óptima, a lo largo del material, con una profundidad significativa (varios milímetros) de la resina con sus pigmentos correspondientes y con tiempos de irradiación clínicamente compatibles (≈20 s).Históricamente, los materiales comercializados en la actualidad, y típico fotoiniciador es del tipo II, la canforoquinona, combinado con un co-iniciador, usualmente la amina terciaria. Al absorber los fotones correspondientes, el sistema fotoiniciador inicia un proceso de polimerización por radicales libres (FRP). La canforoquinona (CQ) se absorbe en el rango de 400–500 nm con un pico de absorción ubicado en 470 nm (Fig. 16).

Fig. 1. Diferentes Tipos de Fotoiniciadores con sus curvas de absorción



Espectros de absorción (a) de difenilo (2,4,6-trimetilbenzoilo) óxido de fosfina (TPO), canforoquinona (CQ), y benzoil germanio (Ivocerin ™) Fotoiniciadores en el rango 350–600 nm. Nota las diferencias en rango de absorción, máximos de absorción, yAbsorción teniendo en cuenta las concentraciones. Aspecto visual de los iniciadores en forma de polvo (b).
Fuente: Elaborado por el Prof. Luc D. Randolph en Dental Composite Materials for Direct Restorations[30]

Un tipo alternativo y más sencillo es el fotoiniciador tipo I, con moléculas de los óxidos de fosfina o moléculas basadas en germanio. Tales sistemas absorben a una longitud de onda más baja, con una absorción máxima, localizada alrededor de los 400 nm. Mientras que los fabricantes proporcionan poca información sobre su composición, la introducción de unidades de fotocurado LED proporcionan dos discretas salidas, usualmente ubicadas en aproximadamente 410 nm y 470 nm, lo que confirma el uso de diferentes fotoiniciadores[31.]

Como lo sugieren los diferentes perfiles de absorción (Fig. 16 a), CQ imparte un color amarillento a la resina compuesta a granel, mientras que la molécula fenil-bis (2,4,6-trimetilbenzoil) óxido fosfina (TPO) aparece como un polvo blanco (Fig. 16 b), e Ivocerin ™, es un fotoiniciador a base de germanio, que se encuentra entre estos. Esto es importante para los compuestos de resina en sus aplicaciones del sector anterior, por ejemplo, tonos para "esmalte", puede requerir alta translucidez con mínima pigmentación. Además de los espectros de absorción, la química de los iniciadores también afecta al color. Experimentalmente, no pigmentan los compuestos de resina basados en óxidos de fosfina, ellos muestran una mejor estabilidad de color que los que utilizan CQ[32, 33], asociados a las diferentes redes de polímeros. Los compuestos de resina que contienen óxido de fosfina pueden presentar una red polimérica más reticulada[10.23], lo

que hace menos susceptible a la difusión de pigmentos (como los taninos) y las variaciones de color.

La eficiencia de los iniciadores depende de varias características, incluido el rendimiento eficiente de la absorción (ε, en L / mol.cm)^2, que describe cuántos fotones pueden ser absorbidos por molécula iniciadora en una longitud de onda determinada. Al comparar TPO y CQ en términos de absorción, los datos muestran que Fig. 16 destaca la mayor eficiencia del TPO a una concentración más baja (10 veces más baja). La mayor absorción máxima de TPO está relacionados con los anillos aromáticos, o cromóforos, presentes en TPO. Además, la molécula de TPO tras la excitación produce dos radicales activos[34], mientras que un sistema fotoiniciador de tipo II como CQ / amina produce uno[12]. La superposición entre los espectros de absorción y el espectro de emisión de la unidad de fotopolimerización (LCU) también influye enormemente en la eficiencia de la polimerización. Las LCU modernas de LED muestran salidas estrechas (aproximadamente 40 nm de ancho) ubicadas alrededor de los máximos de absorción de las moléculas iniciadoras, lo que garantiza que los fotones emitidos puedan ser absorbidos y utilizados para iniciar la polimerización en lugar de contribuir a la exotermia del material de polimerización y al calentamiento de los tejidos circundantes, como la pulpa dental.

Finalmente, en algunos compuestos de resina, la polimerización no se inicia con la luz, sino que comienza con la mezcla de dos pastas. Esto puede ser necesario para los materiales de resina compuesta utilizados para la cementación de restauraciones indirectas o la colocación de postes como relleno de conductos radiculares u otras aplicaciones donde la transmisión de luz pueda ser problemática. Dicha polimerización "automática" generalmente resulta de la reacción del peróxido de benzoilo (BPO) con una amina terciaria contenida dentro de las pastas separadas. Para adaptarse a un tiempo de trabajo adecuado, se agregan moléculas inhibidoras al compuesto para evitar el endurecimiento prematuro después de la mezcla. Estos, como el hidroxitoluenobutilado (BHT) o el 4-metoxifenol (MEHQ), son antioxidantes y consumen radicales activos, la reacción de polimerización solo comienza una vez que se han agotado.

2.3 Relleno porción inorgánica

Para aumentar las propiedades mecánicas de los materiales de restauración dentales a base de resina, los rellenos deben cargarse y dispersarse de manera óptima en la matriz de resina. Las partículas de relleno inorgánico actúan como fase de refuerzo, aumentando el módulo elástico de la resina compuesta, proporcionando resistencia al desgaste y la mejora de la resistencia a la fractura, y, antes del curado, influyen en las propiedades de adaptación para su manejo en el modelado y esculpido por el profesional. Los rellenos, están compuestos de óxidos inorgánicos y vidrios, pueden describirse por su tipo (composición del vidrio), morfología (distribución y forma del tamaño), densidad, radiopacidad, índice de refracción, y porosidad de la superficie[13-16 -35]. Estas características, se utilizan como base para su clasificación y categorización de los compuestos de resina dental.

El índice de refracción del polímero se incrementa al aumentar la densidad de reticulación de la resina, es decir, la mayoría de los fabricantes diseñan resinas compuestas con un índice de refracción del relleno, cercano al de la mezcla del copolímero curado.

Tabla 2. Índices de refracción representativos para varias mezclas de resina y rellenos.

Resin blend		Fillers	
Type, description	Refractive index	Type, description	Refractive index
TegDMA/BisGMA 30/70	1.524 → 1.556[a]	Barium borosilicate glass, Esstech Inc.	1.553
TegDMA/BisGMA 90/10	1.474 → 1.538[a]	Aluminosilicate glass ceramic, Esstech Inc.	1.54
TegDMA, Esstech Inc.	1.4595	Barium borosilicate glass "IS 50 1102 dental glass 1,0"; Ferro Corp.	1.52

Fuente: Información extraída de fabricantes sitios web y referencia

De ello se deduce que la mayoría de los compuestos de resina comerciales actuales, aumentan en translucidez en la medida que avanza la polimerización. Sin embargo, algunas resinas llamadas modernas, los materiales de "relleno masivo o a granel" muestran una reducción en la transmisión de luz e incrementan la opacidad, como la resina se cura para imitar mejor las propiedades estéticas del esmalte. No hay un consenso

actual sobre cómo cambia la transmisión de luz a lo largo de la polimerización y como afectan al grado de conversión y su profundidad.

PARTE II POLIMERIZACIÓN

3. Cinética de la polimerización

La cinética de la polimerización es de gran interés en odontología, en particular para las resinas compuestas como material restaurador definitivo. Comúnmente, estos materiales son compuestos por monómeros multimetacrilatos fotopolimerizables, para dar una red de polímeros reticulados. La velocidad a la que tiene lugar la reacción influye no solo en el grado de conversión final (extensión de la polimerización) sino también en algunas de las propiedades físicas y mecánicas importantes del material final. Entendiendo cómo el progreso de la investigación sobre la polimerización, puede influir en el mejor rendimiento de la restauración final.

Los polímeros están formados por una gran cantidad de moléculas pequeñas, monómeros, que, unidos entre sí, forman macromoléculas. Los polímeros y las reacciones de polimerización se pueden clasificar siguiendo los criterios presentados en la siguiente tabla.

Tabla 3. Criterios y clasificación de los polímeros y sus reacciones de la polimerización

Criterios	**Clasificación**
Polímeros	Polímeros de condensación
Estructura - Composición	Polímeros de adición
Configuración Polímeros de Cadena	Lineal Ramificado Reticulado
Mecanismo de Polimerización	Polimerización de Crecimiento escalonado Polimerización de crecimiento en cadena

Con frecuencia, los términos condensación y polimerización por pasos o adición y polimerización por cadenas se usan de manera intercambiable

porque la mayoría de los polímeros por adición se obtienen mediante una reacción de polimerización por crecimiento en cadenas y, a su vez, los polímeros por condensación polimerizan por crecimiento en pasos o etapas. Sin embargo, no siempre es el caso, porque los términos "condensación" y "adición" se basan en la composición y estructura del polímero, y "pasos" o "cadena" se caracterizan por mecanismos de reacción de polimerización.

Por lo tanto, diferentes aspectos son considerados para esas clasificaciones. Los metacrilatos se polimerizan a través de enlaces de vinilo, por un mecanismo de crecimiento en cadena. Cuando combinados con agentes de cadena por transferencia, como los tioles, o en sistemas de monómeros tiol-eno, tiene lugar una combinación de reacciones en cadena y crecimiento gradual, con un profundo impacto en la cinética de la reacción y la estructura del polímero final. Las reacciones de transferencia de cadena se utilizan como una estrategia para controlar el peso molecular de los polímeros lineales y controlar la gelificación de redes entrecruzadas.

3.1 Mecanismo de Polimerización

La acumulación de una cadena de polímero puede ocurrir por dos mecanismos de polimerización distintos: polimerizaciones por crecimiento en pasos o cadena. Esos mecanismos difieren en los tipos de monómeros involucrados, así como en las etapas de polimerización en las que el desarrollo de especies de alto peso molecular es observado. Principalmente, en las polimerizaciones de crecimiento por etapas, el peso molecular (en el caso de los polímeros lineales) o la red de polímeros (en el caso de los polímeros reticulados) no se desarrolla hasta grados de conversión muy altos. Esto tiene efectos profundos en el comportamiento de la gelificación y el desarrollo del estrés final.

En la polimerización de crecimiento por pasos, la reacción procede entre dos grupos funcionales diferentes, si están en la misma molécula o en moléculas diferentes. Ejemplo; las reacciones de los grupos hidroxilo y carboxilo, o grupos hidroxilo de isocianato, o monómeros de tiol y ene. Las polimerizaciones de crecimiento por pasos o etapas incluyen la esterificación, amidación, sustituciones aromáticas o la formación de uretanos, y otros. Es importante destacar que en este mecanismo de

reacción se construyen varias cadenas de diferentes tamaños, originando dímeros, trímeros, tetrámeros, pentámeros y hexámeros; que finalmente se unen en su parte final de la cola para formar polímeros de gran peso molecular.

El peso molecular del polímero aumenta gradualmente durante la reacción, a una velocidad relativamente lenta, y solo próximo al final de la reacción los especímenes de alto peso molecular se observan. En otras palabras, el peso molecular no se acumula hasta más tarde de la conversión. La principal consecuencia práctica de este hecho es que, para los monómeros multifuncionales que polimerizan a través del crecimiento gradual (es decir, que forman redes reticuladas mediante el crecimiento gradual), la gelificación y la vitrificación se retrasan a etapas muy avanzadas de la conversión y eso afecta el inicio de la acumulación del módulo, así como el desarrollo del estrés Por el contrario, en las polimerizaciones de crecimiento en cadena, el tamaño final y el peso de la cadena de polímero se alcanzan casi inmediatamente después del comienzo de la reacción.

La reacción ocurre a partir de la propagación de especies reactivas (radicales libres, catión o anión) producidas a partir de un iniciador, que promueve adiciones sucesivas de moléculas de monómero en una reacción en cadena. En otras palabras, cadenas muy grandes o complejas. Las redes se forman con un grado de conversión relativamente baja y, especialmente para sistemas reticulados, causan una conversión incompleta de monómeros y una acumulación temprana de estrés[2]. Las reacciones de crecimiento en cadena tienen lugar entre monómeros que contienen un solo tipo de grupo funcional, comúnmente un doble enlace carbono-carbono.

3.2 Grado de conversión

El grado de conversión es el porcentaje de dobles enlaces de carbono convertidos en enlaces simples o, en otras palabras, el grado de conversión del monómero a polímero. En reacciones con un solo tipo de monómero, este porcentaje se obtiene mediante la siguiente ecuación:

$$DC = 1 - \frac{[M]}{[M_0]}$$

Donde M0 es la concentración inicial de monómero. En las copolimerizaciones, donde reacciona más de un tipo de monómero, se considera la concentración de cada constituyente. En la cinética, el grado final de conversión se muestra en la parte final del proceso de polimerización. Un alto grado de conversión es importante para las resinas compuestas para aumentar sus propiedades físicas y químicas generales, así como para reducir los efectos del monómero residual en el organismo.

Como ya se consideró anteriormente, la conversión límite de los metacrilatos suele ser de alrededor del 70%. El hecho de que los multimetacrilatos no alcancen la conversión completa temperatura de ambiente, se debe a los radicales atrapados en la red que, a su vez, se deriva del hecho de que la gelificación y la vitrificación se alcanzan en conversiones relativamente bajas. También como se indicó, después de la desaceleración, las limitaciones de difusión impiden que tenga lugar cualquier conversión adicional. Esto es cierto al menos para las condiciones clínicas en los que, los metacrilatos generalmente se polimerizan (temperatura ambiente con irradiaciones relativamente altas).

3.3 Unidades de Fotopolimerización

Un acontecimiento que cambio la odontología restauradora fue la polimerización por luz visible. Casi la totalidad de las “resinas compuestas” de uso directo hoy en día dependen de una “técnica de fotopolimerización” adecuada, pero desgraciadamente, basados en nuevas “pesquisas” y en la razón contemporánea del argumento, “la fotopolimerización es un tema que puede ser subestimado, tanto en las clínicas dentales como en las facultades”.

La polimerización de los materiales con base de polímeros se va a producir una reducción de volumen comprendida entre el 1,5 a 6%[8]. La polimerización de la resina compuesta genera una tensión interna que se

considera más importante que la variación dimensional, ya que puede involucrar perdida de adhesión, flexión cuspídea y fractura adamantina.
La completa polimerización del material resinoso es un punto crucial para determinar las propiedades mecánicas en dicho material. El mayor grado de conversión posible (60 a 70%) se obtiene considerando dosis energética o irradiancia, expresada por la potencia de la lámpara y la unidad de tiempo optada[31].

La fotopolimerización debe entenderse mejor si esperamos que las restauraciones sean más durables y predecibles, tanto en sentido estético como funcional. Ya se sabe que una de las mayores preocupaciones durante la fotopolimerización es obtener un alto grado de polimerización de las resinas compuestas, ya que éste es uno de los requerimientos para una restauración de larga duración[36]. Un estudio de 2007[9] manifiesta que incluso con las mejoras en la fotopolimerización dental durante las últimas décadas, sólo un 43% de 100.000 restauraciones de resina compuesta adherida eran clínicamente aceptables, con un desempeño comparable sólo con "las peores restauraciones de amalgama aún en función[9]."

La comprensión de temas como la densidad de la energía emitida, la colimación de la luz, qué fotoiniciadores se utilizan en la resina compuesta, ubicación y tipo de restauración como “la distancia desde la punta de la lámpara” a la zona de la restauración son factores a considerar de lo que es necesario para fotopolimerizar bien una resina compuesta. Sin embargo, hay una tendencia tanto clínica como comercial por procedimientos que requieran menos tiempo en el sillón. Los fabricantes de lámparas de fotopolimerización dental sugieren tiempos de fotopolimerización que no toman en consideración características muy importantes de las resinas compuestas, como qué tipo de fotoiniciadores contiene[37] el material y también la opacidad y el color de la resina compuesta. Esos factores deben considerarse, ya que la transmisión y la absorción de la luz varían entre las diferentes resinas compuestas fotopolimerizables.

Las lámparas de fotopolimerización, un elemento importante es la densidad de potencia, llamada también irradiancia o intensidad de la luz, la densidad de potencia se expresa normalmente en mW/cm^2.
El Concepto de Energía Total[4,11] refiere que el proceso de fotopolimerización depende de la energía absorbida por la resina y puede ser resumida por el producto de la intensidad de la luz multiplicada por el tiempo de exposición. un ejemplo, 20 segundos bajo una intensidad de luz de 800 mW/cm^2 = 20 segundos x 800 mW/ cm^2 = 16,000 mW/cm^2, o expresado de otra forma 16 J/cm^2.

Algunos estudios[3] declaran que la dosis mínima requerida para proporcionar adecuadas propiedades mecánicas debe ser de al menos 24 J/ cm^2. Sin embargo, este no es un valor absoluto y varía de resina a resina[38], dependiendo principalmente del tipo, color, translucidez, y qué fotoiniciadores están presentes. Actualmente se acepta que un valor de 16 J/cm^2 (o 16,000 mW/cm^2 según la regla descrita más arriba) es la dosis necesaria para polimerizar totalmente un incremento de composite de dos mm[6,7], aun cuando ese valor pueda ser menor en algunos casos.
“Las primeras unidades de fotopolimerización fueron desarrolladas en los años 1970 y emitían energía (alrededor de 365nm) ultravioleta (UV)”[39]. Estas unidades fueron dejados rápidamente debido a su escasa penetración lumínica en las resinas compuestas fotoactivados, además de las inquietudes concernientes con el paciente y su seguridad, además del profesional de la salud oral por los efectos dañinos de la radiación UV en los tejidos orales.

“Las lámparas de tungsteno o halógenas de cuarzo (QTH, en inglés) comenzaron a ser utilizadas en odontología con el advenimiento del sistema fotoiniciador de canforoquinona. Este tipo de materiales absorbe la luz visible en el rango de 468 nm[2]. Las lámparas QTH tienen un filtro especial de cristal para absorber el calor y también un filtro de luz que permite el pasaje de un amplio espectro de luz azul entre 400 y 550 nm[5], más que suficiente para activar la canforoquinona”.

Las unidades de luz visible QTH se popularizaron como la principal fuente de fotopolimerización a finales de los años “80” y durante los “90”; sin embargo, la “densidad de potencia de este tipo de aparatos permaneció en un promedio de alrededor de 400 y 500 mW/cm^2”.

“Para incrementar la cantidad de potencia de las lámparas QTH, se inventó la punta turbo. Esta punta se compone de un haz de fibras ópticas que son estiradas durante la fabricación, mientras aún están calientes, en forma tal que el haz de fibras tenga un diámetro menor en la punta. Así, la potencia emitida es la misma en ambos extremos, pero como está distribuida en un área menor en el extremo emisor, la irradiancia puede incrementarse a veces en hasta 1,6 veces”[36]. El problema con este tipo de punta emisora es que, debido a su pobre colimación, hay una pérdida significativa de potencia a medida que aumenta la distancia desde la punta, aunque hay más potencia en regiones cercanas a la misma.

Los primeros dispositivos LED para uso dental fueron lanzados a principio de los años 2000. Los LEDs son chips fabricados con un material semiconductor con impurezas, creando así una unión p-n donde la corriente eléctrica fluye desde el ánodo (unión p) al cátodo (unión n). La longitud de onda de la luz emitida, y por ende su color, dependen de la brecha en la banda energética de los materiales que forman la unión p-n[31]

Las emisiones azules fueron desarrolladas utilizando sustratos semiconductores de Nitruro de Galio - indio (In Ga N). La luz emitida no es completamente monocromática, como en el caso de los láseres, pero el ancho de banda del espectro es relativamente estrecho, especialmente si se compara con el amplio espectro emitido por otras lámparas, especialmente las halógenas.

Estas primeras lámparas dentales LED son mucho más livianas y pueden ser fácilmente operadas con baterías. Desafortunadamente, debido a la construcción y a los tipos de LEDs utilizados, la cantidad de luz emitida por los primeros aparatos LED no era suficiente para competir con las lámparas

halógenas estándar. Además, el espectro de luz emitida sólo igualaba el pico de absorción de la canforoquinona, insuficiente para polimerizar adecuadamente resinas compuestas más modernas y sus nuevos fotoiniciadores alternativos[32]

Esta situación comenzó a cambiar a principios del siglo 21, cuando una nueva tecnología permitió fabricar un solo chip con múltiples LEDs, incrementando enormemente la emisión de luz. Estos nuevos dispositivos pudieron entonces emitir una mayor cantidad de luz, permitiendo tiempos de polimerización más breves para las restauraciones basadas en resina compuesta[33].

Sin embargo, aún persistía el problema de que la luz generada por los LEDs tenía una longitud de onda limitada, sólo capaz de polimerizar canforoquinona y no otros fotoiniciadores, problema que sólo sería resuelto en la próxima generación de lámparas dentales LED, cuando los fabricantes comenzaron a utilizar chips LED capaces de emitir más de una longitud de onda. La primera de este tipo fue UltraLume 5 (Ultradent Products, South Jordan, EE UU) con un LED central de 5W (con una longitud de onda de alrededor de 465 nm rodeado por otras cuatro luces de baja intensidad (con longitudes de onda de alrededor de 400 nm).

Actualmente, hay “tres aparatos LED que poseen capacidad poliwave o, en otras palabras, más de un tipo de LED, y por ello son capaces de polimerizar un rango más amplio de fotoiniciadores: VALO (Ultradent Products), la familia BluePhase de Ivoclar Vivadent y la SmartLite Max (Dentsply Caulk)”[38].

La tendencia actual de los fabricantes de fuentes de luz para competir por medio del aumento de la producción de luz en sus unidades debe considerarse con precaución, ya que existe un límite en cuanto a la rapidez con que puede curar una resina, y esto es específico del material[6,11,38]. A cualquier exposición radiante requerida, el tiempo de exposición es más crítico que la irradiancia y los cálculos basados simplemente en radiancia total de exposición (J / cm2) entregada por la guía de irradiación en los protocolos, son probablemente inválidos[17]. Los fabricantes recomiendan a

los investigadores que también han informado que los tiempos de curado son inadecuados. La colocación de RBC en situaciones posteriores puede plantear muchos desafíos para el equipo dental. Factores tales como socavaduras, estructura de diente intermedio o material de restauración y dificultades para acercar y estabilizar la fuente de luz a la superficie del material deben ser considerados, para lograr una polimerización de resina adecuada.

Tabla 4. Perfil Técnico de las Resinas Compuestas de Nanorelleno y a Granel

RESINA	COMPOSICIÓN	INICIADOR	EMPRESA	RELLENO
FILTEK Z350-XT	bis-GMA, UDMA, TEGDMA y bis-EMA, PEGDMA "La carga de relleno inorgánico aproximadamente de 72.5% por peso (55.6% por volumen) para los tonos translúcidos y 78.5% por peso (63.3% por volumen) para el resto de tonos".	canforoquinona	3M	"relleno de sílice no aglomerado/no agregado de 20 nanómetros (nm); relleno de zirconia no aglomerado/no agregado de 4 a 11 nm; y un relleno clúster agregado de zirconia /sílice (partículas de sílice de 20 nm y de zirconia de 4 a 11 nm)".
TETRIC N-CERAM	dimetacrilato de uretano, trifluoruro de iterbio, ethyoxylatedbisphenol-A-dimetacrilato, Bis-GMA	canforoquinona	IVOCLAR-VIVADENT	Dióxido de silicio, Vidrio de silicato de aluminio bario, Isorrelleno y trifluoruro de Iterbio
BULK-FILL	BisGMA UDMA Bis-EMA	Canforoquinona Amina aromática terciaria Lucerin TPO	IVOCLAR-VIVADENT	Vidrio de silicato de aluminio bario Isorrelleno de dimetacrilato de vidrio y fluoruro de Iterbio, óxido mixto esférico

Fuente: 3M-dental e Ivoclar-Vivadent perfil técnico de las resinas compuestas de nanorelleno y a granel.

2.3 Definición de Términos

Colimación: Alineación de un sistema óptico para obtener un haz paralelo de rayos luminosos.

Irradiancia: “Es una magnitud representada por el cociente entre la potencia (la energía por unidad de tiempo) y el área que recibe la radiación. En palabras simples la Irradiancia nos permite conocer cuánta energía incide sobre un área en un tiempo determinado”.

Longitud de onda: “Es la distancia que recorre la onda. En lenguaje físico/matemático podemos decir que la longitud de onda, es una magnitud física que describe la distancia entre dos puntos consecutivos de una onda sinusoidal que poseen la misma fase. La longitud de onda es descrita frecuentemente con la letra griega lambda (λ)”.

Fotoiniciador: “Los fotoiniciadores son aquellos elementos aromáticos, arílicos que son mucho más sensibles a la energía radiante que otros, como los monómeros, que es una molécula de masa molecular muy pequeña y que unida a otros monómeros forman enlaces químicos y oligómeros que forman enlaces químicos al igual que los monómeros, pero sólo si se unen a moléculas diferentes entre sí.” Los fotoiniciadores, además son elementos no saturados. Las moléculas de este elemento se descomponen al recibir energía radiante, ya que la absorción de la misma se logra en el mismo fotoiniciador. Es decir, es un elemento que tiene la capacidad de absorber energía luminosa y transformarla en química, llevando a cabo una reacción, que transformará los componentes solubles y líquidos en un componente insoluble y resistente.

Watt: “Es una unidad que se emplea en el Sistema Internacional de Unidades (SI) y que se escribe con el símbolo W, el cual deriva de las básicas del SI y que equivale a 1 Joule por segundo (1J/s). El Joule es la medida que sirve para contar la cantidad de energía que se utiliza y es

representado con la letra “J”. Esto significa que, si se consume un Joule en un segundo, se estaría consumiendo 1 watt de potencia eléctrica”.

Miliwatts: la milésima parte de un Watt, mil mW equivale a un Watt de potencia.

Potencia: “Es la razón entre la energía consumida y el tiempo que transcurre en el consumo. La unidad de medida es el Watts” (w).

RBC: compuestos basados en resina.

LED: luz emitida por diodos.

CAPITULO 3: METODOLOGÍA

3.1 Sistema de Hipótesis

3.1.1 Hipótesis General

Existen diferencias en la profundidad de polimerización y grado de conversión de dos resinas compuestas de nanorelleno utilizando dos unidades de luz visible

3.1.2 Hipótesis Específicas

Existen diferencias en la “profundidad de polimerización” de dos resinas compuestas de nanorelleno entre una lámpara LED de alta intensidad y otra de alta intensidad poliondas.

Existen diferencias en el grado de conversión por medio de la “microdureza superficial de dos resinas compuestas” de nanorelleno entre una lámpara LED de alta intensidad y otra de alta intensidad poliondas.

3.2 Variables – Operacionalización de Variables

PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACIÓN
GRADO DE CONVERSIÓN
RESINAS COMPUESTAS
UNIDADES DE LUZ VISIBLE

VARIABLE	CONCEPTUALIZACIÓN	DIMENSIÓN	INDICADOR	ESCALA	VALOR
Profundidad de polimerización	Longitud de material resinoso endurecido por un activador en un tiempo determinado	Medición Con un calibrador	Dispositivo 8mm	Razón	milímetros
Unidad de Luz Visible	Lámpara de luz visible que emite una longitud de onda aproximada de 470 nm, con potencia diferenciada por unidad de tiempo	Tipo de Lámpara de luz visible	Luz Halógena Luz Emitida por diodos de alta intensidad (LED) (LED) de alta intensidad y de espectro ampliado	Nominal Nominal	1 2 3
Grado de Conversión	Proceso de endurecimiento de las resinas de una etapa pre-gel y a un post-gel, por rompimiento de enlaces dobles y formación de cadenas largas en un volumen predeterminado	Etapas	Micro-Dureza de Vickers	Razón	Escala de Vickers Hv Kg/mm^2
Resinas Compuestas fotopolimerizables	Material a base de polímeros en su matriz con una carga inorgánica y enlazados por un agente de unión	Tipos	Resina de nanorelleno Z350 (3M) Tetric-N-Ceram Bulk-Fill (ivoclar-vivadent)	nominal	1 2 3

3.3. Diseño de la Investigación

Las características más importantes de la arquitectura de un estudio según Argimon Pallás, estas se pueden clasificar según cuatro ejes principales: finalidad, secuencia temporal, control de los factores y cronología de los hechos[25].

• Finalidad del estudio: es analítica. Un estudio se considera analítico cuando su finalidad es evaluar una presunta relación causal entre un factor y un efecto, respuesta o resultado. Como es nuestro caso estudiado

• Secuencia temporal: es longitudinal. Se consideran longitudinales los estudios en los que existe un lapso de tiempo entre las distintas variables que se evalúan; si son analíticos, en estos debe tenerse en cuenta, además, la dirección temporal.

• Control de la asignación de los factores de estudio: es experimental. Se considera experimental los estudios en los que "el investigador asigna el factor de estudio y lo controla de forma deliberada para la realización de la investigación, según un plan preestablecido. Estos estudios se centran en una relación causa-efecto (analíticos), y en general evalúan el efecto de una o más intervenciones".

• "Inicio del estudio en relación con la cronología de los hechos: es prospectivo. Se considera prospectivo este estudio cuyo inicio es anterior a los hechos estudiados, de forma que los datos se recogen a medida que van sucediendo"[25].

3.4. Población y Muestra

3.4.1 Población de Estudio

Diana- población beneficiada del estudio

- Todas las resinas y unidades de polimerización en el mercado peruano.

3.4.2 Muestra

Se utilizaron dos marcas de resinas representativas del mercado peruano y se confeccionaran un total de 75 especímenes al respecto. Tres unidades de luz para la polimerización.

3.4.3 Selección de la Muestra

Se realizo el muestreo probabilístico para la obtención de las jeringas de resinas compuestas polimerizables y para las unidades de polimerización.

3.4.4 Criterios de Inclusión y Exclusión

- Las resinas compuestas fueron de nanorelleno selladas en su empaque correspondiente
- La fecha de aseguramiento de calidad sea como mínimo de un año de Caducidad.
- Resinas fotopolimerizables con fotoiniciadores conocidos. Las unidades de polimerización deben ser de alta intensidad y otra de poliondas calibradas.

3.5 Técnica, Procedimiento e Instrumento de recolección de datos.

Utilizamos una lámpara de Luz Halógena de 300 mW de potencia de la casa 3M como control y dos lámparas de Luz Emitida por Diodos (LED), la lámpara “VALO” de la casa ultradent a 1,400 mW/cm^2, también una lámpara LED “Elipar de la casa 3M a 1,200 mW/cm^2 un radiómetro universal” para la medida de la intensidad de las lámparas, resinas de nanorelleno “Tetric N-Ceram” (Ivoclar-Vivadent) y “Filtek Z350 XT(3M)” y “resina Bulk Fill” como material de control positivo (Ivoclar-Vivadent), una pistola para puntas de cavifil, silicona pesada con su activador (zetalabor-zhermack) y silicona fluida zetaplus (zhermack).

Se confeccionaron 3 dispositivos de aluminio con puntas de 6mm de diámetro por 2, 4 y 8 mm de altura en una base de 30 mm. También se confeccionarán tres aros de aluminio con un diámetro de base de 18 mm con un anillo en el centro de 7 mm de diámetro y de diferentes espesores 2, 4 y 8 mm de altura respectivamente. Tubos de PVC de 20 mm de altura con un diámetro de luz de 24 mm. Un calibrador digital milimetrado de metal (marca Golgran). Se realizo un control piloto probando todos los dispositivos y se concluyó que para el estudio se tomaría el dispositivo de 8 mm y el aro de 2 mm de espesor.

Se formaron tres grupos según el tipo de resina compuesta y estos se dividieron en tres subgrupos según el tipo de lámpara aplicada a cada una de ellas en un total de 75 especímenes.

Se rellenaron los tubos de PVC con silicona pesada y se tomó la impresión al dispositivo con punta de 8 mm según indicación técnica. Luego lo re-impresionamos con silicona fluida para una mejor nitidez; estos a su vez fueron llenados con resinas compuestas de nanorelleno Filtek Z350 XT primeramente y luego con Tetric N-Ceram, fotopolimerizados con una lámpara de luz halógena con una potencia de 300 mW/cm^{2}utilizando un anillo con un espesor de 2 mm, separando la punta el espacio correspondiente, luego se repitió la misma operación, pero está vez fueron fotopolimerizados con una lámpara LED poliondas de 1,400 mW/cm^2 por 10 segundos y otra de 1,200 mW/cm^2 por 20 segundos. Los grupos control elegidos son: para las resinas compuestas de nanorelleno, la resina Bulk Fill y para las unidades de luz visible, fue una lámpara de Luz Halógena.

Los especímenes de resina obtenidos se retiraron de la impresión, la porción no polimerizada fue eliminada con una hoja de bisturí N° 15 y luego fueron seccionados longitudinalmente por su parte media con un disco de diamante calibrado de 7.0/0.30. Además, se procedió a su medición longitudinal con un calibrador digital tomando como referencia su parte central. Cada mitad fue enterrada en resina epóxica por grupos, utilizando como base un cilindro de PVC y una platina de vidrio aislada, siendo la parte plana del espécimen colocada mirando a la platina. Se espero por 24 horas la polimerización de esta resina epóxica y los cilindros con los especímenes fueron preservados en un lugar oscuro y refrigerados, hasta su medición con el microdurómetro de Vickers. Se formaron 3 grupos: dos grupos con lámparas LED, una de alta intensidad (Elipar-3M) aplicada por 20 segundos, otra de alta intensidad y de amplio espectro (Valo-Ultradent) aplicada en un tiempo de 10 segundos, un control lámpara de Luz Halógena por 30 segundos, tomando como referencia la norma ISO 4249 (3M).Para cada grupo se usaron 25 especímenes y se subdividieron de la siguiente forma: 10 con resina Filtek Z350 XT (3M), 10 con resina Tetric N-Ceram (Ivoclar) y 5 con resina Bulk-Fill (Ivoclar) como grupo control, en total se confeccionarán 75 especímenes. Las resinas fueron del color A1para Z350 XT y transparente para Tetric N-

Ceram. Todos los especímenes fueron sometidos a un ensayo de microdureza de Vickers con un microdurómetro Vickers – marca Letz de una aproximación de 1*um* – 40x; en su parte interna superior e inferior a 1mm aproximadamente de los bordes externos superiores e inferiores.

Tabla 5. Resumen de los elementos que participaron en la investigación

Unidades de Polimerización	Resinas Compuestas	N° de especímenes	Tiempo de exposición	Prueba de microdureza
LED-Elipar (3M)	Z350-XT Tetric Ceram Bulk Fill	10 10 05	20 segundos	Parte interna superior y Parte Inferior
LED-Valo (Ultradent)	Z350-XT Tetric Ceram Bulk Fill	10 10 05	10 segundos	Parte interna superior y Parte Inferior
Luz Halógena (3M)	Z350-XT Tetric Ceram Bulk Fill	10 10 05	30 segundos	Parte interna superior Parte Inferior

Fuente: Elaborada por el autor.

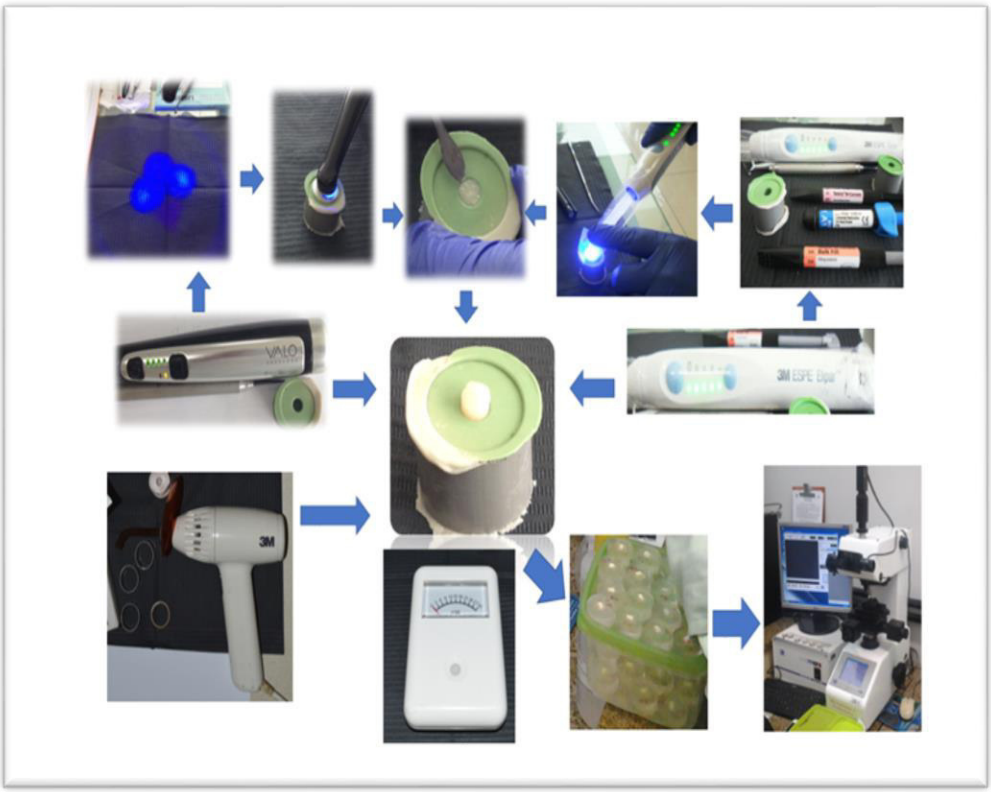


Figura 2. Esquema Resumen de los Procedimientos en la Investigación.

Se muestra las diferentes unidades de polimerización, resinas y dispositivos utilizados en la investigación, así como el microdurómetro respectivo.

CAPITULO 4: RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1 Procesamiento, análisis e interpretación de la Información.

Los resultados de las mediciones: profundidad de polimerización, grado de conversión por medio de la microdureza superficial interna parte superior, y microdureza dureza superficial parte inferior; correspondiente a cada grupo evaluado fueron registrados en una "base de datos electrónica con campos de ingreso controlados en Microsoft Office Excel 2010". Se analizaron para cada grupo 25 especímenes. "Los datos fueron analizados con pruebas estadísticas y gráficos utilizando el software Stata versión 14".

4.2 Prueba de Hipótesis.

Para el análisis estadístico y descriptivo se utilizaron:
Medidas de tendencia central y dispersión para las variables cuantitativas. Antes de determinar la significancia, las variables fueron sometidas a las pruebas de normalidad y de homogeneidad por sus varianzas, supuestos que deben cumplirse para utilizar la prueba paramétrica; utilizando para ello los métodos gráficos (diagrama de caja y bigotes, gráficos de dispersión) y de contraste de hipótesis como el de Shapiro-Wilk ($n \leq 30$).
Resultando que las variables principales no cumplían con estos supuestos, por lo cual se aplicaron la prueba no paramétrica, como el H de Kruskal-Wallis, para determinar la significancia de los resultados.
Esta prueba nos sirve para el contraste de dos o más muestras independientes, se utilizó para ello un nivel de significancia del 5% y un nivel de confianza del 95%.
Para encontrar las diferencias entre pares, se aplicó la prueba post-hoc de Dunn, que nos permitió encontrar las diferencias entre las variables principales; siempre con el 5% de significancia y 95% de confianza.

4.3 Presentación de resultados.

Datos relativos a las diferentes variables y los objetivos planteados en la investigación.

Según la prueba de hipótesis existen diferencias en por lo menos un grupo y la prueba post-hoc refiere que está diferencia en la profundidad de polimerización es mayor en la LED-Elipar que en la LED-Valo con la Resina Tetric-N-Ceram.

Tabla 6. Comparación de la profundidad de polimerización con la Resina Tetric-N-Ceram según unidad de Luz visible

Unidad de luz visible	Profundidad de Polimerización						
	media	**Desv. estándar**	**Mediana**	**Riq**	**Min- máx.**	**n**	**p**
1.Luz Halógena	3.52	0.16	3.45	0.3	3.35 – 3.8	10	*0.01
2. LED-Valo	2.70	0.14	2.75	0.05	2.45-2.85	10	
3. LED-Elipar	3.27	0.13	3.35	0.2	3.1-3.4	10	

*Prueba H de Kruskal-Wallis. Post-hoc Dunn:1-2; 2-3 p=0.001 p<0.05 significativo

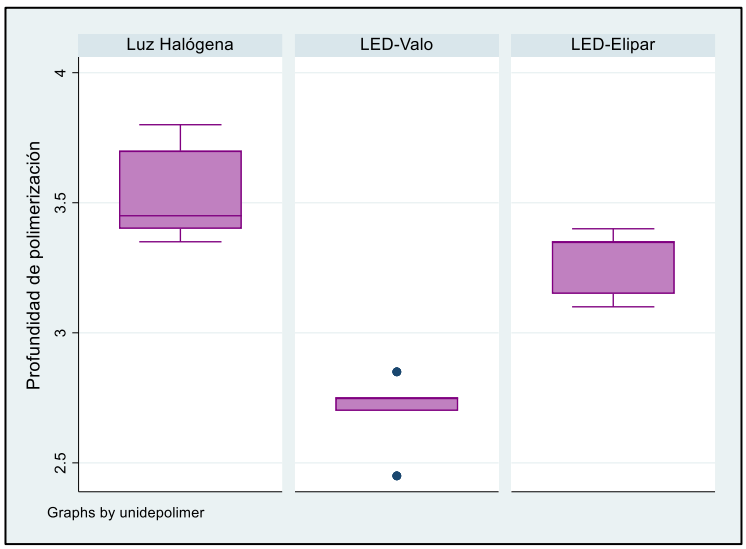


Fig. 3. Diagrama de cajas y bigotes de la profundidad de polimerización con la resina “Tetric-N-Ceram” según unidad de luz visible.

Según la prueba de hipótesis existen diferencias en por lo menos un grupo y la prueba post-hoc refiere que la diferencia en la profundidad de polimerización es mayor en la LED-Elipar que la LED-Valo con la resina “Filtek Z-350-XT”.

Tabla 7. Comparación de la profundidad de polimerización con la Resina Filtek Z-350 XT según unidad de luz visible.

Unidad de luz visible	Profundidad de Polimerización						
	media	**Desv. Estándar**	**Mediana**	**Riq**	**Min- máx.**	**N**	**p**
1.Luz Halógena	3.15	0.20	3.15	0.35	2.9-3.45	10	*0.003
2. LED-Valo	2.97	0.13	2.9	0.1	2.85-3.2	10	
3. LED-Elipar	3.27	0.14	3.3	0.2	3.05-3.4	10	

*Prueba H de Kruskal-Wallis. Post-hoc Dunn: 2-3 p=0.001 p<0.05significativo

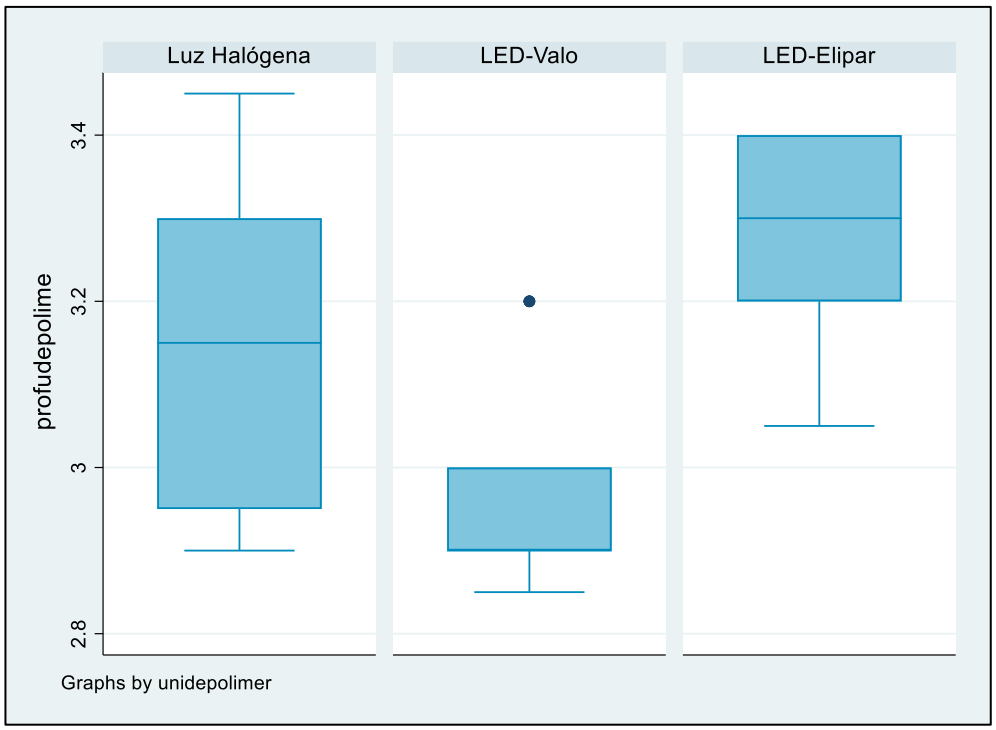


Fig. 4. Diagrama de cajas y bigotes de la profundidad de polimerización con la resina Filtek Z-350-XT según unidad de luz visible.

Se rechaza la hipótesis nula se encuentran diferencias en los grupos, la prueba post-hoc nos muestra que la LED-Elipar presenta una mayor profundidad en la polimerización que la LED-Valo en las resinas Bulk-Fill al igual que el grupo control.

Tabla 8. Comparación de la profundidad de polimerización con la Resina Bulk Fill según unidad de luz visible.

Unidad de luz visible	Profundidad de Polimerización						
	media	**Desv. estándar**	**Mediana**	**Riq**	**Min- max**	**n**	**p**
1.Luz Halógena	4.17	0.03	4.15	0.05	4.15-4.2	5	*0.003
2. LED-Valo	4.04	0.04	4.05	0.05	4-4.1	5	
3. LED-Elipar	4.25	0.18	4.15	0.35	4.1-4.45	5	

*Prueba H de Kruskal-Wallis. Post-hoc Dunn: 1-2; 2-3 p=0.001 p<0.05 significativo

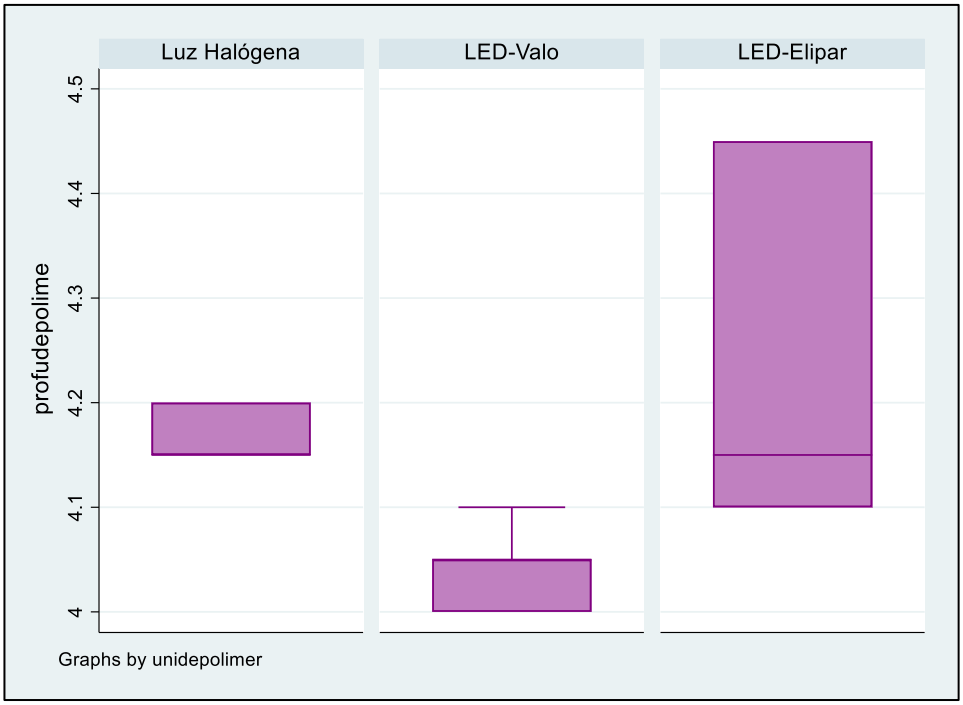


Fig. 5. Diagrama de cajas y bigotes de la profundidad de polimerización con la resina Bulk-Fill según unidad de luz visible.

La prueba de hipótesis muestra que por lo menos hay diferencias en un grupo estudiado, pero entre las unidades de luz LED no presentan diferencias significativas, pero si la LED-Valo con el grupo control, según post-hoc de Dunn.

Tabla 9. Comparación del grado de conversión por medio de la "microdureza superficial" parte superior de la "Resina Tetric-N-Ceram" según unidad de luz visible.

Unidad de luz visible	Microdureza superficial parte superior						
	media	**Desv. Estándar**	**Mediana**	**Riq**	**Min- max**	**n**	**P**
1.Luz Halógena	59.5	10.7	58.5	6	50-88	10	* 0.003
2. LED-Valo	65.9	3.38	66	4	59-70	10	
3. LED-Elipar	64.3	8.62	62	2	58-88	10	

*Prueba H de Kruskal-Wallis. Post-hoc Dunn: 1-2 p=0.001 p<0.05 significativo

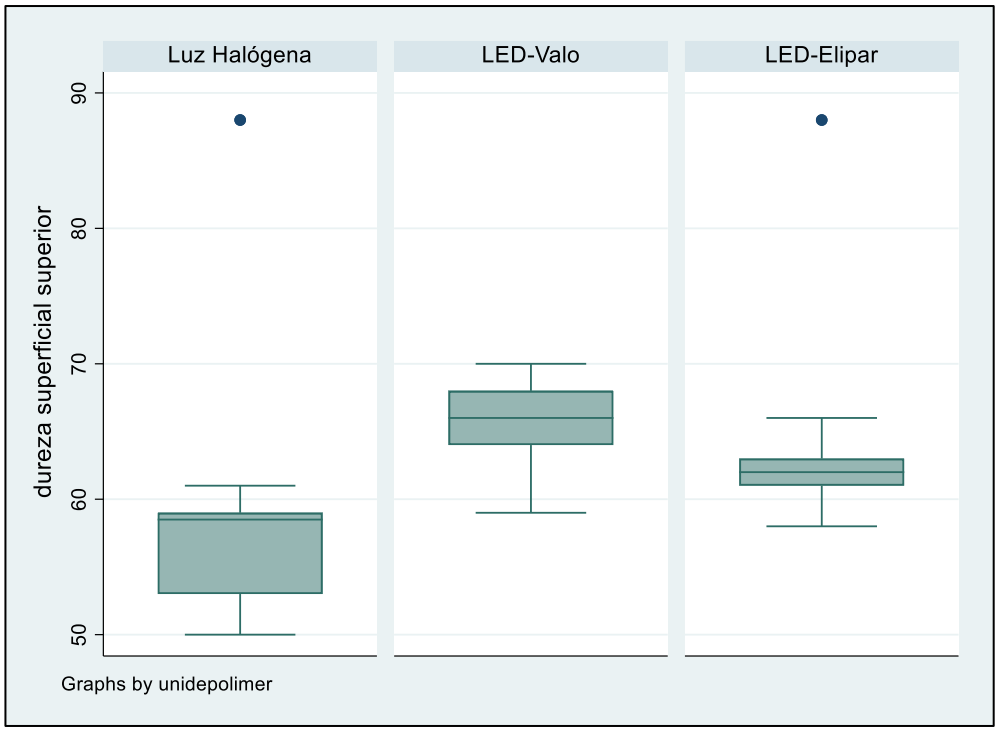


Fig. 6 Diagrama de cajas y bigotes de la "microdureza superficial" zona superior con la resina "Tetric-N-Ceram" según unidad de luz visible.

Se acepta la hipótesis nula que no se observan diferencias significativas en los grupos, por lo cual no se aplica prueba de post-hoc de Dunn.

Tabla 10. Comparación del grado de conversión por medio de la "microdureza superficial" parte inferior de la resina "Tetric-N-Ceram" según unidad de luz visible.

Unidad de luz visible	Microdureza superficial inferior						
	media	**Desv. estándar**	**Mediana**	**Riq**	**Min- max**	**N**	**p**
1.Luz Halógena	55.5	14.7	54.5	10	40-93	10	* 0.06
2. LED-Valo	57.3	9.19	57	15	42-71	10	
3. LED-Elipar	61.2	3.46	61	3	55-68	10	

"Prueba H de Kruskal-Wallis". P>0.05 no significativo

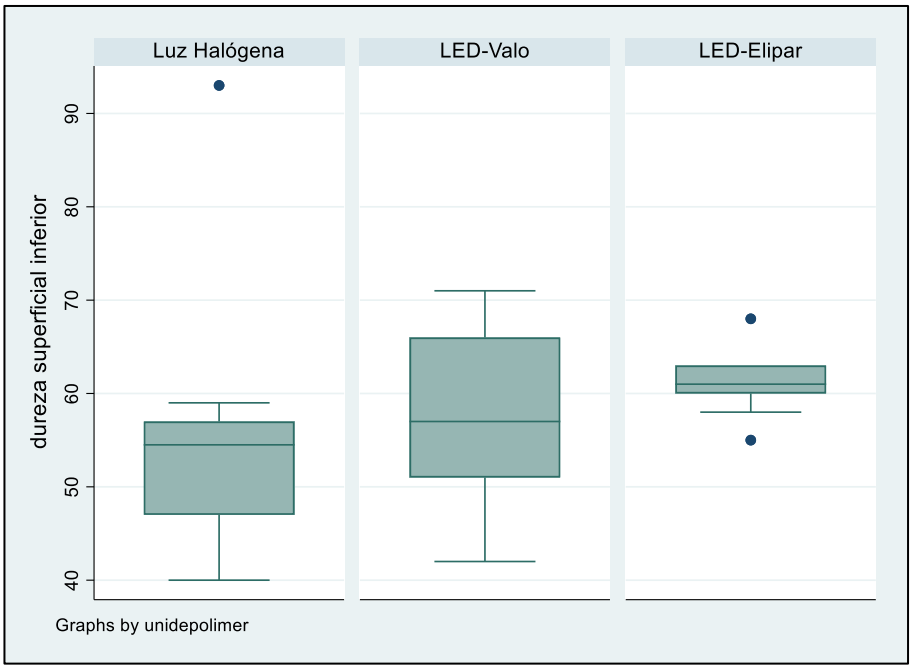


Fig. 7. Diagrama de cajas y bigotes del grado de conversión por medio de la microdureza superficial zona inferior con la resina Tetric-N-Ceram según unidad de luz visible

La prueba de hipótesis muestra que por lo menos hay diferencias en un grupo estudiado, pero entre las unidades de luz LED no presentan diferencias significativas según post-hoc de Dunn. El grupo control presenta una mejor performance que la LED-Elipar.

Tabla 11. Comparación del grado de conversión por medio de la "microdureza superficial" parte superior de la "Resina Filtek Z-350 XT" según unidad de Luz visible.

Unidad de luz visible	Microdureza superficial superior						
	media	**Desv. estándar**	**Mediana**	**Riq**	**Min- max**	**n**	**P**
1.Luz Halógena	95.2	12.8	91.5	19	74-118	10	*0.005
2. LED-Valo	83.2	9.9	85.5	10	63-98	10	
3. LED-Elipar	83.5	8.59	85	17	69-93	10	

*Prueba H de Kruskal-Wallis. Post-hoc Dunn: 1-3 p=0.001 p<0.05 significativo

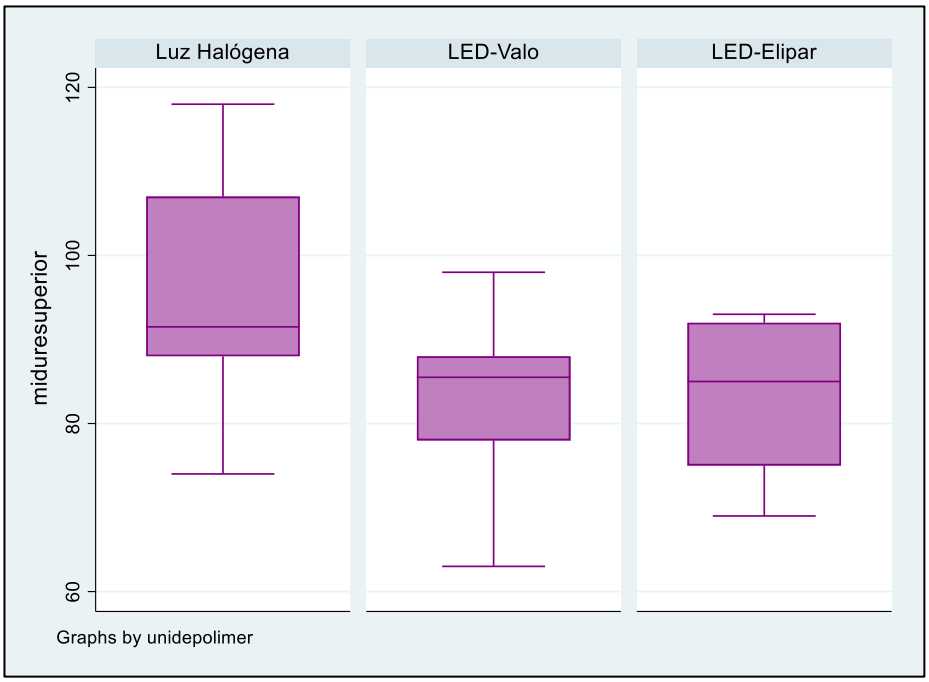


Fig. 8. Diagrama de cajas y bigotes del grado de conversión por medio de la microdureza superficial zona superior con la resina Filtek Z-350-XTsegún unidad de luz visible

Se rechaza la hipótesis nula, existe por lo menos un grupo diferente, la prueba post-hoc refiere que entre las unidades LED no hay diferencias, pero si entre el grupo control con la LED-Valo.

Tabla 12. Comparación del grado de conversión por medio de la microdureza superficial parte inferior de la Resina Filtek Z-350-XT según unidad de Luz visible

Unidad de luz visible	Microdureza superficial inferior						
	media	**Desv. estándar**	**Mediana**	**Riq**	**Min- max**	**n**	**p**
1.Luz Halógena	90.5	6.29	93	4	78-96	10	*0.005
2. LED-Valo	83.3	3.65	84.5	5	76-88	10	
3. LED-Elipar	78.1	4.48	77.5	3	73-89	10	

*Prueba H de Kruskal-Wallis. Post-hoc Dunn: 1-3 p=0.001 p<0.05 significativo

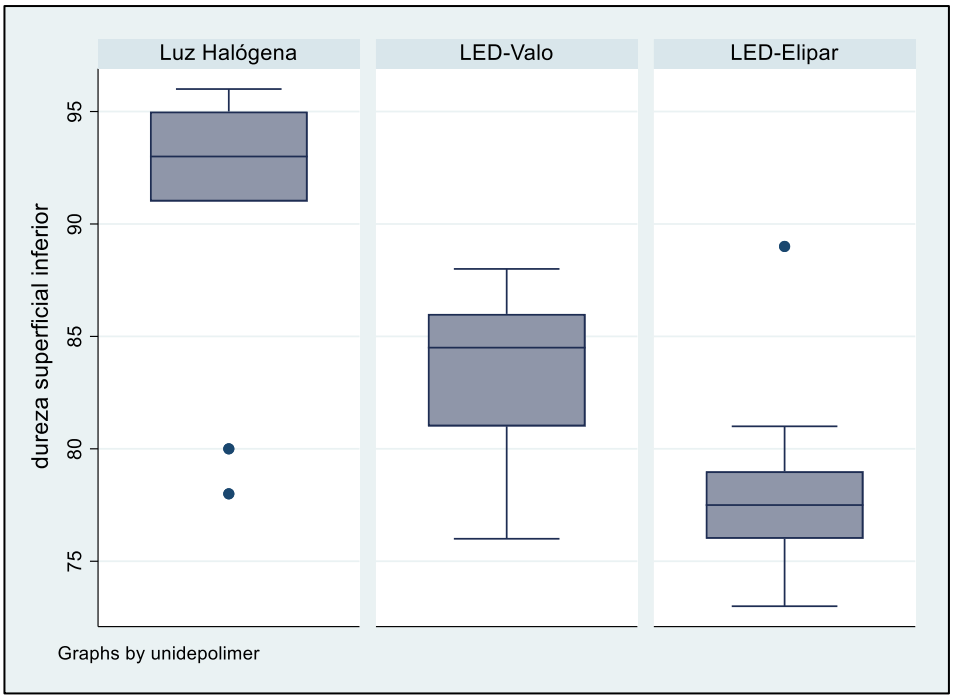


Fig. 9 Diagrama de cajas y bigotes del grado de conversión por medio de la microdureza superficial zona inferior con la resina “Filtek Z-350-XT” según unidad de luz visible

Según las pruebas correspondientes la hipótesis nula es aceptada no hay diferencias en los grupos evaluados.

Tabla 13. Comparación del grado de conversión por medio de la microdureza superficial parte superior de la Resina Bulk-Fill según unidad de luz visible

Unidad de luz visible	Microdureza superficial superior						
	media	**Desv. estándar**	**Mediana**	**Riq**	**Min- max**	**n**	**P**
1.Luz Halógena	55.4	12.9	63	20	40-68	5	*0.477
2. LED-Valo	56	2.55	56	1	52-59	5	
3. LED-Elipar	49	12.31	41	14	40-68	5	

"Prueba H de Kruskal-Wallis". P>0.05 no significativo

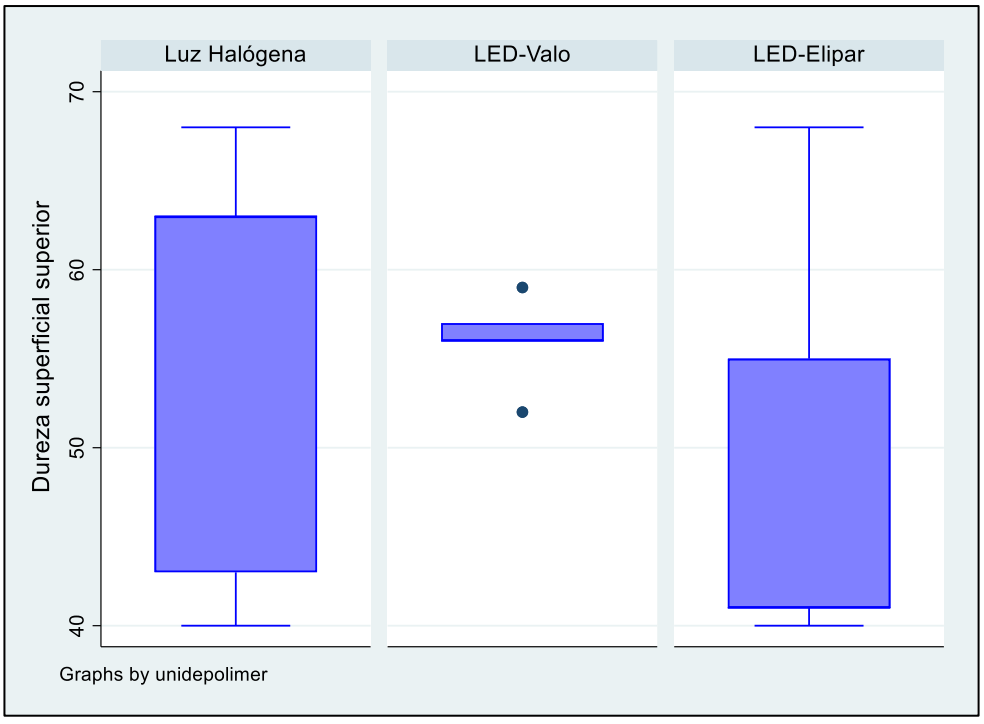


Fig. 10. Diagrama de cajas y bigotes del grado de conversión por medio de la microdureza superficial zona superior con la resina Bulk-Fill según unidad de luz visible

Se acepta la hipótesis nula, no hay diferencias significativas entre los grupos, por lo cual no se aplica prueba post-hoc de Dunn.

Tabla 14. Comparación del grado de conversión por medio de la microdureza superficial parte inferior de la Resina Bulk Fill según Lampara de Luz visible.

Unidad de Polimerización	Microdureza superficial inferior						
	media	**Desv. estándar**	**Mediana**	**Riq**	**Min- max**	**n**	**P**
1.Luz Halógena	52.8	9.96	51	10	38-63	5	*0.897
2. Led-Valo	54.8	2.49	54	2	53-59	5	
3. Led-Elipar	52	13.49	54	18	39-71	5	

"Prueba H de Kruskal-Wallis". P>0.05 no significativo

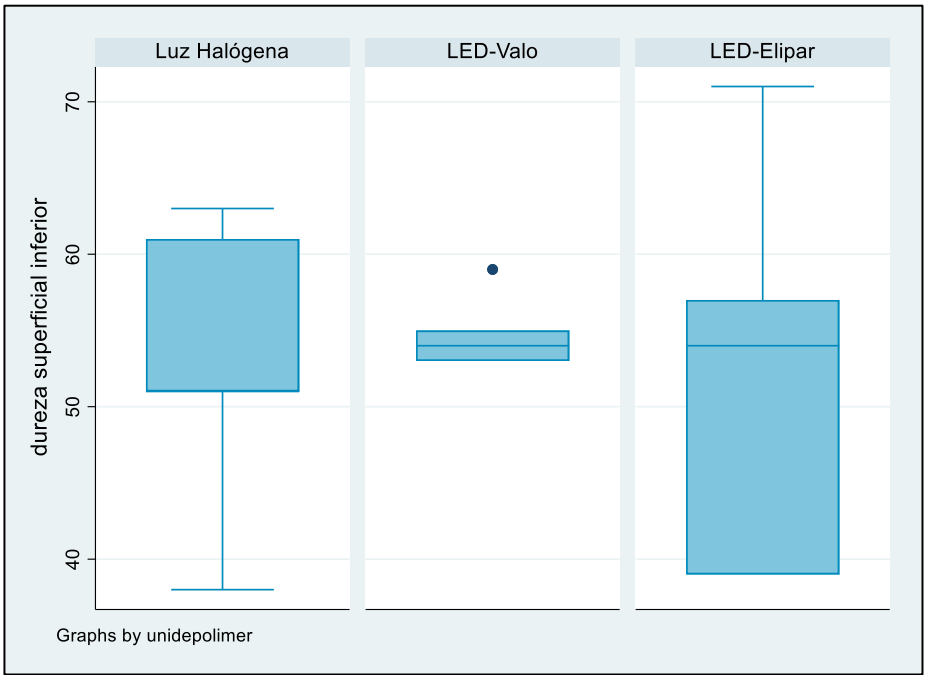


Fig. 11. Diagrama de cajas y bigotes del grado de conversión por medio de la microdureza superficial zona inferior con la resina Bulk-Fill según unidad de luz visible.

La hipótesis nula es rechazada, existen diferencias significativas; el grupo control presenta una mayor profundidad de polimerización que las resinas de nanorelleno "Tetric-N-Ceram y Filtek Z-350-XT", pero no hay diferencias entre ellas.

Tabla 15. Comparación de la profundidad de polimerización según el tipo de resina compuesta activadas con diferentes unidades de luz visible.

Resinas Compuestas	Profundidad de polimerización						
	media	**Desv. estándar**	**Mediana**	**Riq**	**Min- max**	**n**	**p**
1.Tetric-N-Ceram	3.16	0.37	3.35	0.65	2.5 - 2.8	30	*0.001
2. Filtek Z-350 XT	3.12	0.20	3.15	0.4	2.9 -3.5	30	
3. Bulk Fill	4.15	0.14	4.15	0.15	4 - 4.45	15	

*Prueba H de Kruskal-Wallis. Post-hoc Dunn: 1-3/2-3 p=0.001 p<0.05 significativo

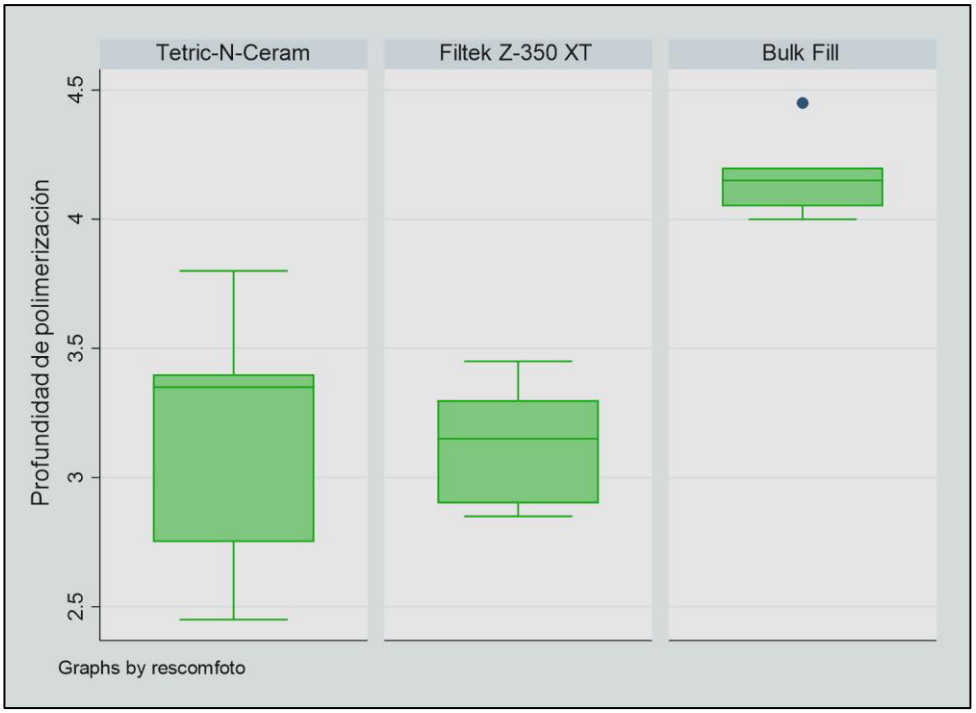


Fig. 12. Diagrama de cajas y bigotes de profundidad de polimerización según el tipo de resina compuesta activadas con diferentes unidades de luz visible.

Existe diferencias significativas en por lo menos un grupo, la resina Filtek-Z-350-XT presenta una mayor dureza que la Tetric-N-Ceram y el grupo control en su zona superior.

Tabla 16. Comparación del grado de conversión por medio de la microdureza superficial parte superior según el tipo de resina compuesta activadas por diferentes unidades de luz visible.

Resina compuesta	Microdureza superficial parte superior						
	Media	**Desv. Estándar**	**Mediana**	**Riq**	**Min-máx.**	**n**	**P**
1.Tetric-N-Ceram	63.2	8.35	62	7	50-88	30	*0.001
2.Filtek Z-350 XT	87.3	11.68	88	12	63-118	30	
3. Bulk Fill	53.5	10.17	56	22	40-68	15	

*Prueba H de Kruskal-Wallis. Post-hoc Dunn: 1-2;2-3; p=0.001 p<0.05 significativo

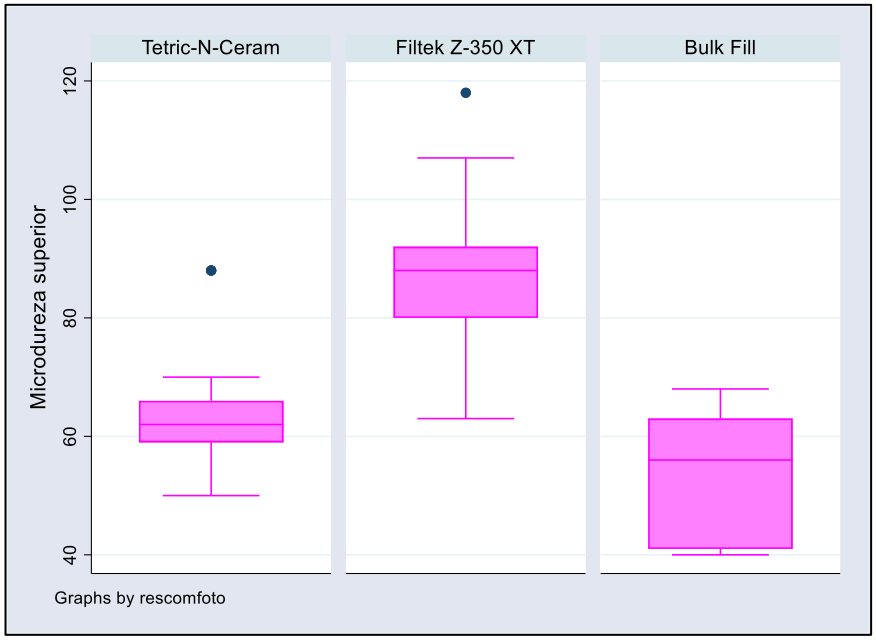


Fig. 13. Diagrama de cajas y bigotes del grado de conversión por medio de la microdureza superficial zona superior según el tipo de resina compuesta activada por luz visible.

Existe diferencias significativas en por lo menos un grupo, la resina Filtek-Z-350-XT presenta una mayor dureza que la Tetric-N-Ceram y el grupo control en su zona inferior.

Tabla 17. Comparación del grado de conversión por medio de la microdureza superficial parte inferior según el tipo de resina compuesta activadas por diferentes unidades de luz visible.

Resina Compuesta	Microdureza superficial parte inferior						
	Media	**Desv. estándar**	**Mediana**	**Riq**	**Min-máx.**	**n**	**p**
1.Tetric-N-Ceram	63.23	8.35	58.50	7	50 – 88	30	*0.001
2.Filtek-Z-350 XT	87.3	11.68	83.50	12	63 -118	30	
3. Bulk Fill	53.47	10.17	54.00	22	40- 68	15	

*Prueba H de Kruskal-Wallis. Post-hoc Dunn: 1-2;2-3; p=0.001 p<0.05 significativo

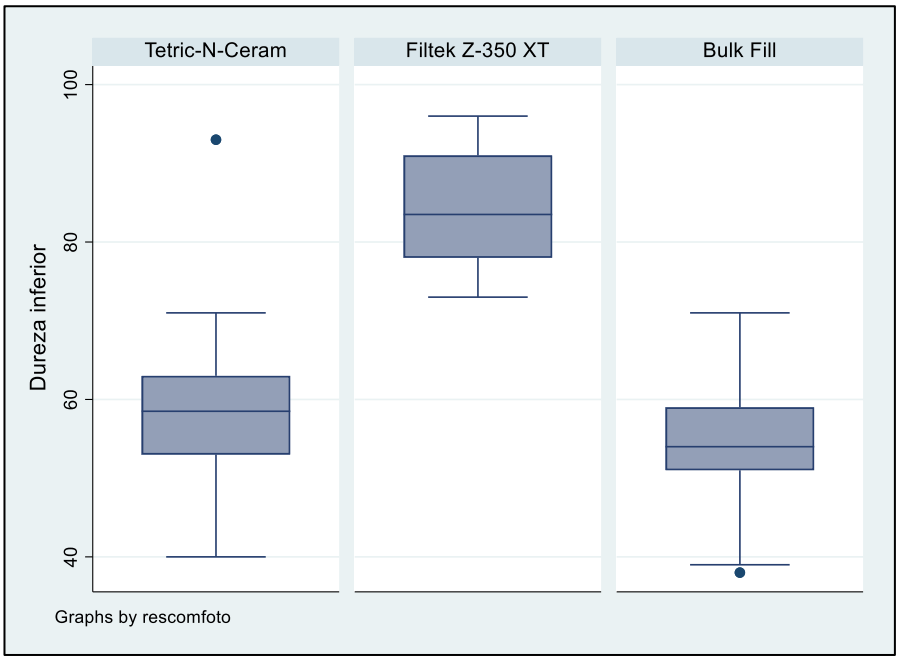


Fig. 14. Diagrama de cajas y bigotes del grado de conversión por medio de la microdureza superficial zona inferior según el tipo de resina compuesta activada por luz visible.

Existe diferencias significativas en por lo menos un grupo, la LED-Elipar presenta una mayor performance que la LED-Valo en la profundidad de polimerización al igual que el grupo control.

Tabla 18. Comparación de la profundidad de polimerización según la unidad de luz visible aplicadas a los diferentes grupos de resinas compuestas.

Unidad de luz visible	Profundidad de polimerización						
	media	**Desv. estándar**	**Mediana**	**Riq**	**Min- máx.**	**n**	**p**
1.Luz Halógena	3.5	0.41	3.45	0.6	2.9 – 4.2	25	*0.001
2.LED-Valo	3.08	0.52	2.90	0.45	2.45-4.1	25	
3.LED-Elipar	3.47	0.42	3.35	0.2	3.05-4.45	25	

*Prueba H de Kruskal-Wallis. Post-hoc Dunn: 1-2;2-3. p=0.001 p<0.05 significativo

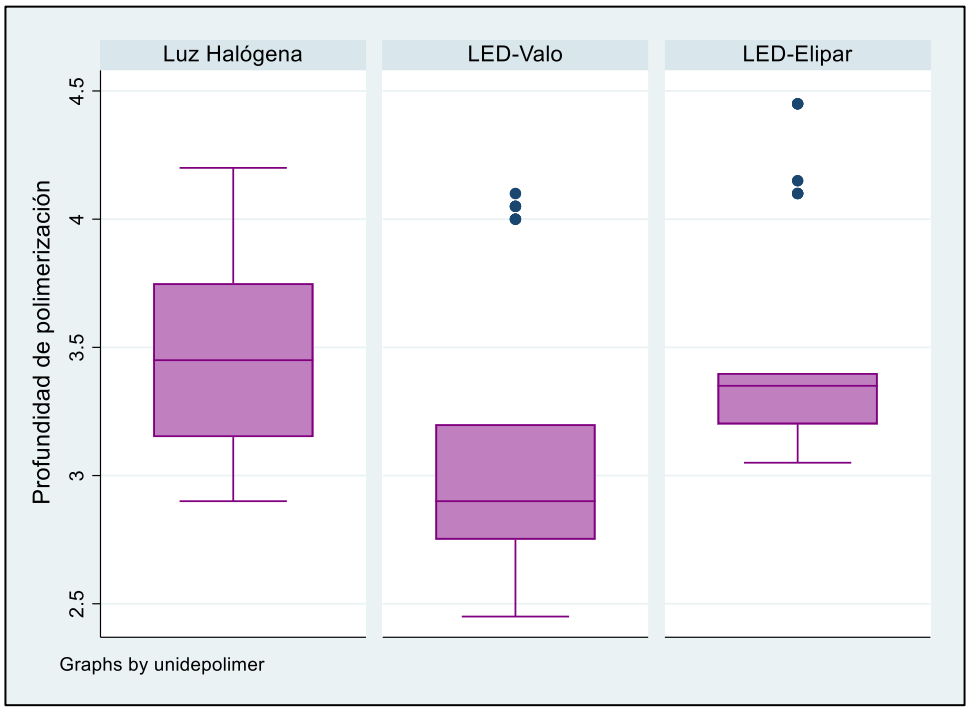


Fig. 15. Diagrama de cajas y bigotes de la profundidad de polimerización según la unidad de por luz visible aplicadas a los diferentes de resinas compuestas.

Se acepta la hipótesis nula, los grupos no presentan diferencias significativas.

Tabla 19. Comparación del grado de conversión por medio de la microdureza superficial en la parte superior según la unidad de luz visible aplicadas a los diferentes grupos de resinas compuestas

Unidad de luz visible	Microdureza superficial parte superior						
	media	**Desv. estándar**	**Mediana**	**Riq**	**Min- máx.**	**n**	**p**
1.Luz Halógena	72.96	21.85	63	31	40 – 118	25	*0.94
2.LED-Valo	70.84	12.72	68	17	52 - 98	25	
3.LED-Elipar	68.92	16.16	66	22	40 - 93	25	

"Prueba H de Kruskal-Wallis". P>0.05 no significativo

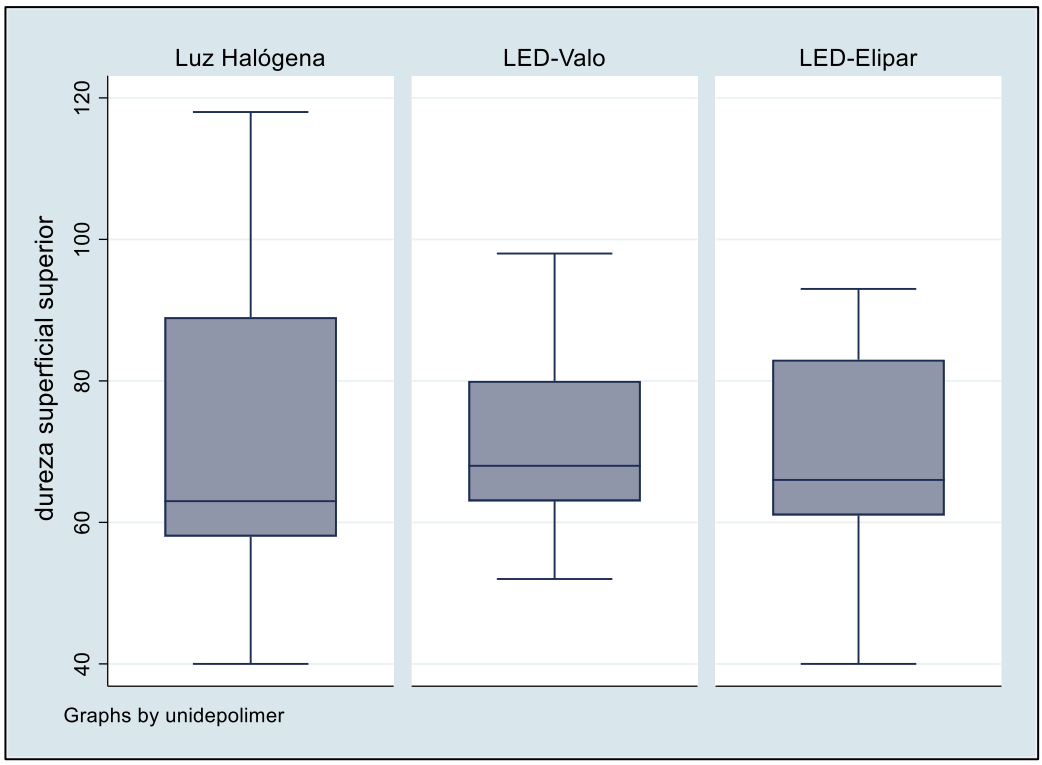


Fig. 16. Diagrama de cajas y bigotes del grado de conversión por medio de la microdureza superficial en la parte superior según la unidad de luz visible aplicadas a los diferentes grupos de resinas compuestas

Se acepta la hipótesis nula, no presentan diferencias en ninguno de los grupos estudiados.

Tabla 20. Comparación del grado de conversión por medio de la microdureza superficial parte inferior según la unidad de luz visible aplicadas a los diferentes grupos de resinas compuestas.

Unidad de luz visible	Dureza superficial inferior						
	media	**Desv. estándar**	**Mediana**	**Riq**	**Min- máx.**	**n**	**p**
1.Luz Halógena	68.96	20.87	61	39	38 – 96	25	*0.924
2.LED-Valo	67.2	14.78	66	30	42 - 88	25	
3.LED-Elipar	66.12	12.40	63	16	39 -89	25	

"Prueba H de Kruskal-Wallis". P>0.05 no significativo

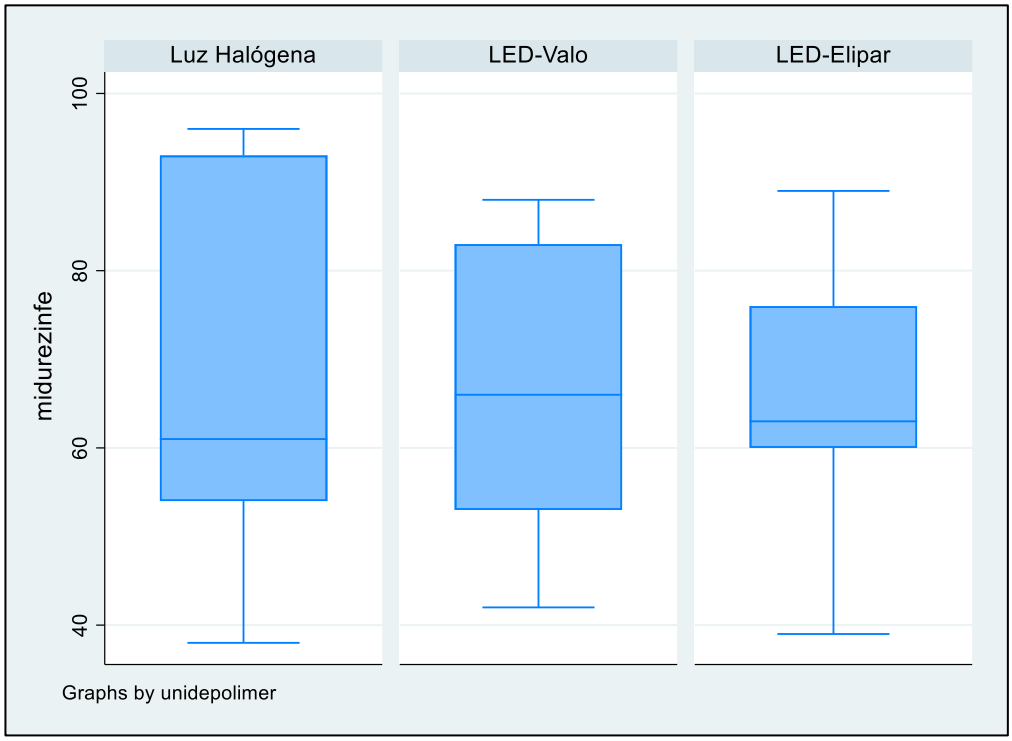


Fig. 17. Diagrama de cajas y bigotes del grado de conversión por medio de la microdureza superficial parte inferior según la unidad de luz visible aplicadas a los diferentes grupos de resinas compuestas

Estas medidas fueron obtenidas con un calibrador digital y corroboradas con un calibrador manual estos valores son iniciales, según la norma ISO 4049 estos valores deben ser divididos entre dos

Tabla 21. Mediciones de la profundidad de polimerización en los diferentes especímenes resinosos activadas con unidades de luz para su polimerización.

PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACIÓN SEGÚN TIPO DE LÁMPARA Y RESINA COMPUESTA									
	Lámpara LED VALO			Lámpara LED ELIPAR			Lámpara Luz Halógena		
N°	Tetric-N ceram	Z350 XT	Bulk-fill	Tetric-N Ceram	Z-350 XT	Bulk-fill	Tetric-N ceram	Z-350 Xt	Bulk Fill
1	4.9	6.4	8	6.2	6.4	8.9	6.9	5.8	8.4
2	5.4	5.7	8.1	6.7	6.8	8.2	6.9	5.8	8.3
3	5.5	5.8	8.2	6.8	6.1	8.3	7.6	6.3	8.4
4	5.7	5.8	8	6.7	6.6	8.9	7.4	6.9	8.3
5	5.5	6	8.1	6.3	6.8	8.2	6.8	6.9	8.3
6	4.9	6.4		6.2	6.4		6.9	5.9	
7	5.4	5.7		6.7	6.8		6.9	6.1	
8	5.5	5.8		6.8	6.1		7.5	6.3	
9	5.7	5.8		6.7	6.6		6.8	6.3	
10	5.5	6		6.3	6.8		6.7	6.6	

En forma general las tablas 10, 11 y 12 nos refieren con respecto a las resinas compuestas de nanorelleno que no hay diferencias entre los diferentes grupos en relación a la profundidad de polimerización, pero si se observa que la resina Filtek Z350-XT presenta una mejor performance en la microdureza superficial interna como expresión del grado de conversión, utilizando diferentes unidades de luz visible.

De la misma forma, las unidades de luz visible en relación a la profundidad de polimerización la LED-Elipar presentan una mejor performance que la LED-Valo, pero que no tiene diferencias significativas en la microdureza superficial interna como expresión del grado de conversión en los diferentes grupos de resinas compuestas de nanorelleno.

4.4 DISCUSIÓN

En la odontología restauradora, las resinas compuestas con sus nuevas tecnologías, nos permiten tener un mayor grado de probabilidad de éxito y que los procedimientos restauradores para la solución de los problemas de salud oral como la caries dental sean más previsibles. En este trabajo se evaluó la "profundidad de polimerización" y el "grado de conversión" por medio de la "microdureza superficial" interna de dos resinas de nanorelleno "Tetric N-Ceram y Filtek Z-350-XT" y una resina Tetric N-Ceram-Bulk-Fill como control, también como un factor a considerar utilizamos unidades LED de segunda y tercera generación para la polimerización de estas, las dos lámparas LED utilizadas, por tener una mejor performance, Elipar (3M) y Valo (Ultradent) a una distancia estándar de 2 mm. Con una irradiancia de 24 J/cm^2 y 14 J/cm^{2}respectivamente; los mejores valores de "profundidad de polimerización" en general fueron con la resina Tetric N-Ceram[9,18] acompañado de la lámpara Elipar; al igual que Beolchi *y cols.*[36], en su trabajo sobre unidades de polimerización y densidad de potencia, las que mantuvieron una densidad uniforme fueron Valo (ultradent) y Elipar (3M), ambas empleadas en este trabajo.

La luz Halógena en general ha tenido una mejor performance que las lámparas LEDs solo aplicando una irradiancia de 9 joule con un tiempo de 30" y 300mW/cm^2

El grado de conversión también es un indicador importante en la previsibilidad y éxito de las restauraciones con resinas compuestas; al igual que Nevárez y cols.[9] valoraron la profundidad de polimerización y la microdureza superficial coincidiendo los mayores valores con la luz halógena, pero obteniendo diferencias con su trabajo en la microdureza, que conseguimos mayores valores de microdureza con una lámpara LED.

Mazhari[3] y Orozco[4] en relación a la microdureza, a través de una estructura dentaria con diferentes espesores, ambos coinciden que 1 mm es aceptable para mantener valores establecidos por el fabricante, mayores espesores a esto, disminuye la microdureza, por un déficit de valores de irradiancia, coincidimos que la irradiancia es un factor importante para el éxito de las restauraciones con resinas compuestas.

Poggio y cols.[7]evaluó la dureza por medio de Vickers y la profundidad de curado con unidades LED en diferentes modos, y que este no fue afectado en los valores de dureza en su parte superior e inferior de las diferentes resinas testadas en su eficacia, coincidiendo en que las lámparas LED son una alternativa válida para la polimerización con eficacia.

Calabro[11] en su estudio verificó la influencia de la dosis de energía aplicada a una resina compuesta sobre su grado de conversión (GC), tensión de polimerización (TP), velocidad máxima de reacción (Rpmax), propiedades mecánicas y microfiltración de restauraciones en vitro confeccionadas con dos tipos de sistema adhesivo. Existieron diferencias de dureza entre la parte superior y la base a los 10 minutos en especímenes con 2 mm para 3 y 6 J/cm2. A las 48 horas hubo diferencias entre todos los grupos, coincidiendo con los resultados obtenidos en nuestro trabajo en las diferencias de dureza en la parte superior e inferior de los especímenes testados.

En el estudio de Ribeiro y cols.[8], utilizaron puntas de 7, 8 y 13 mm, y el valor más bajo de grado de conversión fue en la punta de menor tamaño, otros estudios muestran estas mismas conclusiones[31], nosotros hemos utilizado diámetros de 9 mm para Valo y 10 mm para Elipar, según las especificaciones técnicas de las unidades LED empleadas, la luz halógena tiene un diámetro de 7mm y coincidimos con los resultados obtenidos por estos autores, en nuestro estudio. Gonçalves y cols.[39] refieren que las lámparas LED de alta potencia promueven un mayor grado de conversión coincidiendo con los resultados obtenidos con nuestras unidades de polimerización.

CONCLUSIONES

1. La unidad de luz visible por Luz Halógena presenta el mejor valor seguido de la LED Elipar y la LED Valo en relación a la “profundidad de polimerización” de las resinas compuestas de nanorelleno, pero entre las resinas evaluadas el mayor valor lo obtuvo Tetric Ceram Bulk-Fill seguido de la “Tetric N-Ceram” y luego la “Filtek Z-350-XT”.

2. El grado de conversión expresado por medio de la microdureza superficial interna en su zona superior, el mayor valor lo obtuvo la resina Filtek Z-350-XT seguido de Tetric Ceram y el grupo control respectivamente.

3. El mejor comportamiento en profundidad de polimerización lo obtuvo la resina “Filtek Z-350-XT” que la resina “Tetric N-Ceram”, y la “Filtek” que se aproxima más a los valores de la resina Tetric N-Ceram Bulk-Fill con la unidad de luz visible LED-Elipar, que; tiene un mejor comportamiento que la LED-Valo, pero no sucede lo mismo con la Luz Halógena.

4. El grado de conversión por medio de la microdureza superficial es más uniforme en la resina Filtek Z350 XT que en la resina Tetric N-Ceram en su parte superior e inferior con la LED Valo; no así con la LED Elipar.

RECOMENDACIONES

- Se recomienda realizar trabajos utilizando el microdurómetro complementado por un espectrofotómetro para polímeros y corroborar la longitud de onda con la cantidad de irradiancia en el proceso y visualizar con microscopia electrónica de barrido la estructura de las resinas compuestas.
- Aumentar el tamaño de la muestra para tener mayores aproximaciones a la realidad.
- Valorar la temperatura con las diferentes LEDs de segunda y tercera generación, considerando diferentes tiempos de exposición.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Shimokawa CA, Harlow JE, Turbino ML, Price RB. Ability of four dental radiometers to measure the light output from nine curing lights. J Dent. 2016 Nov; 54:48-55.
2. Yokesh CA, Hemalatha P, Muthalagu M, Justin MR. Comparative evaluation of the depth of Cure and degree of conversion of two bulk fill flowable composites. J Clin Diagn Res. 2017 Aug; 11(8):ZC86-ZC89.
3. Mazhari F, Ajami B, Moazzami SM, Baghaee B, Hafez B. Microhardness of composite resin cured through different primary tooth thicknesses with different light intensities and curing times: In vitro study. Eur J Dent. 2016 Apr-Jun; 10(2):203-9.
4. Orozco R, Álvarez C, Guerrero J. Light-polymerization of composite resins through different thicknesses of dental tissue. Rev Odont Mex 2015;19 (4): 222-27.
5. Kopperud HM, Johnsen GF, Lamolle S, Kleven IS, Wellendorf H, Haugen HJ. Effect of short LED lamp exposure on wear resistance, residual monomer and degree of conversion for Filtek Z250 and Tetric EvoCeram composites. Dent Mater. 2013 Aug; 29(8):824-34.
6. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. Oper Dent. 2014 Jul-Aug; 39(4):441-8.
7. Poggio C , Lombardini M , Gaviati S , Chiesa M. Evaluation of Vickers hardness and depth of cure of six composite resins photo-activated with different polymerization modes. J Conserv Dent. 2012 Jul;15 (3):237-41.
8. Ribeiro BC, Boaventura JM, Brito-Gonçalves Jd, Rastelli AN, Bagnato VS, Saad JR. Degree of conversion of nano filled and microhybrid composite resins photo-activated by different generations of LEDs. J Appl Oral Sci. 2012;20(2):212-7.

9. Nevárez A, Bologna R, Serena E, Orrantia E, Makita M, Nevárez M. Microdureza profunda en una resina compuesta fotopolimerizada por diferentes fuentes de luz. Rev CES Odont. 2010;23(2)25-32.
10. Beun S, Glorieux T,Devauxb J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nano filled compared to universal and microfilled composites dental materials. 23 (2007) 51–59.
11. Calabró Fernanda. Influência da dose de energia sobre o grau de conversão, tensão de polimerização, propriedades mecânicas e microinfiltração in vitro de restaurações em compósito. [Tesis doctoral]. Universidad de São Paulo. 2006.
12. WHO. Future use of materials for dental restoration: report of the meeting convened at WHO HQ, Geneva, Switzerland, 16 –17 Nov 2009.
13. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent. 1983; 50:480–8.
14. Ferracane JL. Currenttrends in dental composites. Crit Rev Oral BiolMed. 1995; 6:302–18.
15. Phillips RW, Avery DR, Mehra R, Swartz ML, McCune RJ. Observations on a composite resin for class II restorations: three-year report. J Prosthet Dent. 1973; 30:891–7.
16. Osborne JW, Gale EN, Ferguson GW. One-yer and two-year clinical evaluation of a composite resin vs. amalgam. J Prosthet Dent. 1973; 30:795–800.
17. Powers JM, Fan PL, Raptis CN. Color stability of new composite restorative materials under accelerated aging. J Dent Res.1980; 59:2071–4.
18. Raptis CN, Fan PL, Powers JM. Properties of microfilled and visible light-cured composite resins. J Am Dent Assoc. 1979; 99:631–3.
19. Jafarzadeh TS, Erfan M, Behroozibakhsh M, Fatemi M, Masaeli R, Rezaei Y, Bagheri H, Erfan Y. Evaluation of Polymerization efficacy in composite resins via FT-IR spectroscopy and vickers microhardness Test. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects. 2015 Fall; 9(4):226-32.

20. Miletic V, Pongprueksa P, De Munck J, Brooks NR, Van Meerbeek B. Curing characteristics of flowable and sculptable bulk-fill composites. Clin Oral Investig. 2017 May; 21(4):1201-1212.
21. Pongprueksa P, De Munck J, Duca RC, Poels K, Covaci A, Hoet P, Godderis L, Van Meerbeek B, Van Landuyt KL. Monomer elution in relationto degree of conversion for different types of composite. J Dent. 2015 Dec; 43(12):1448-55.
22. Hirata Ronaldo. TIPS claves en Odontología Estética 2012: 103-107 pp
23. Shortall AC, Price RB, MacKenzie L, Burke FJ. Guidelines for the selection, use, and maintenance of LED light-curing units - Part 1. Br Dent J. 2016 Oct 21; 221(8):453-460.
24. Ferracane JL. Resin composite-state of the art. Dent Mater. 2011; 27:29-38.
25. Argimon Pallás J, Jiménes Vila J Métodos de Investigación Clínica y Epidemiológica 2013 29-30 pp
26. Ario Santini a, Vesna Miletic b , Michael D. Swift c , Mark Bradley c Degree of conversion and microhardness of TPO-containing resin-based composites cured by polywave and monowave LED units. J Dent. Jul 2012; 40 (7): 577-84.
27. Wydra JW, Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. The reciprocity law concerning light doce relationships applied to BisGMA/TEGDMA photopolymers: theoretical analysis and experimental characterization. Dent Mater. 2014; 30:605–12.
28. Selig D, Haenel T, Hausnerova B, Moeginger B, Labrie D, Sullivan B, et al. Examining exposure reciprocity in a resin based composite using high irradiance levels and real-time degree of conversion values. Dent Mater. 2015; 31:583–93.
29. Kloosterboer JG, Lijten GFCM. Photopolymers exhibiting a large difference between glass transition and curing temperatures. Polymer. 1990; 31: 95–101.
30. Randolph LD, Palin WM, Leprince JG. Composition of dental resin-based composites for direct restorations. Springer. 2018. Pp. 11-24.

31. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing nits. Biomaterials. 2003 May; 24(10):1787-95.
32. ISO-Standars. ISO 4049 Dentistry-Polymer-based filling, restorative and luting materials. Thirded: Switzerland International Organization for Standardization 2000:1-27.
33. Standard Test Method for Microindentation Hardness of Materials Designation: E 384 – 99
34. Shortall A.C, Price RB, MacKenzie L, Burke FJ. Guidelines for the selection, use, and maintenance of LED light-curing units - Part2 Br Den J. 2016. 221(9):551 – 554.
35. Dennison JB, Fan PL, Powers JM. Surface roughness of microfilled composites. J Am Dent Assoc. 1981; 102:859–62.
36. Beolchi RS, Moura-Netto C, Palo RM, Rocha Gomes Torres C, Pelissier B. Changes in irradiance and energy density in relation to different curing distances. Braz Oral Res. 2015; 29.
37. Carvalho A, Bacelar-Sá R, Wodevotzky O, Bovi C, Magne P, Giannini M. Bond strength and micromorphology of resin-dentin interface of etch-and-rinse dentin bonding agents after 1-year of water storage. Appl Adhes Sci (2016) 4: 16
38. Veranes Y, Autran F, Álvarez R, Gil F. Determinación de la profundidad de curado y propiedades mecánicas de composites dentales fotopolimerizables experimentales. RCOE, 2005. 10(2): 151-170.
39. Gonçalves F, Campos LMP, Rodrigues-Júnior EC, Costa FV, Marques PA, Francci CE, Braga RR, Boaro LCC. A comparative study of bulk-fill composites: degree of conversion, post-gel shrinkage and cytotoxicity. Braz Oral Res. 2018 Mar 8; 32: e17.
40. McCabe JF, et al. Materiales inteligentes en odontología. Aust Dent J 2011 56 Suppl 1: 3-10

ANEXOS

ANEXO 1
Norma para evaluar la microdureza

KANSERT, S.L.

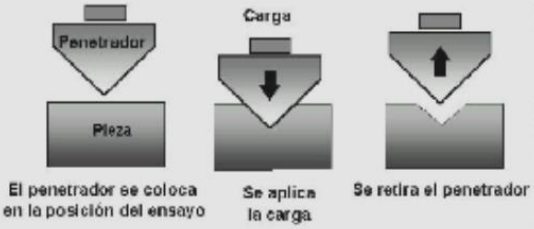
DUREZA VICKERS

El ensayo Vickers (HV) fue desarrollado en Inglaterra en 1925 y fue inicialmente conocido como DPH *(Diamond Pyramid Hardness)*.

El método Vickers tiene dos rangos distintos de fuerzas, micro (10g a 1000g) y macro (1kg a 100kg), para cubrir todas las necesidades de ensayo. El penetrador es el mismo para todos los ensayos, por tanto los valores Vickers son continuos a lo largo del rango total de durezas para metales. Con la excepción de los ensayos realizados con cargas por debajo de los 200g, los valores de dureza Vickers se consideran generalmente como independientes de la carga aplicada en el ensayo. En otras palabras, si el material a medir es uniforme, los valores de dureza Vickers serán iguales utilizando una carga de 500g o una de 50kg. Por debajo de 200g hay que ser más cauteloso a la hora de comparar resultados.

En el ensayo de dureza Vickers, un penetrador de diamante piramidal con un ángulo de 136° entre las caras opuestas en el vértice, es presionado contra la superficie de la muestra utilizando una fuerza *F* determinada, y, una vez que esta fuerza se ha retirado, se miden ópticamente las diagonales d_1 y d_2 de la huella de forma cuadrada que deja en la muestra.

La duración de la aplicación de la carga es de 2s a 8s, y esta carga se mantiene durante 10s a 15s.

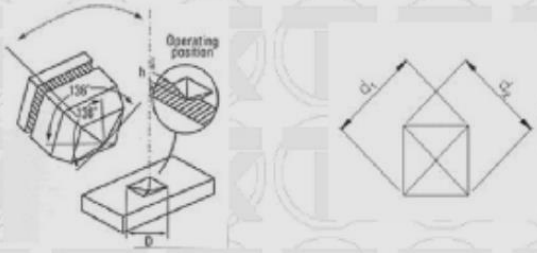


El resultado de dureza Vickers HV viene dado por la siguiente fórmula:

HV = Constante x Carga aplicada / Area de la huella

$$HV = 0.102 \times \frac{2F \operatorname{sen}\left(\frac{\alpha}{2}\right)}{d^2}$$

Siendo *d* = la media aritmética (en mm) de las dos diagonales d_1 y d_2



El valor de dureza Vickers es mayor cuanto más dura es la muestra. Existen tablas para realizar el cálculo de manera sencilla, aunque los durómetros digitales realizan este cálculo de manera automática.





En la fotografía de la izquierda, microdurómetro Vickers digital automático.
En la fotografía de la derecha, durómetro Vickers digital automático con aplicación de la fuerza de ensayo mediante célula de carga con sistema de bucle cerrado, y equipado con software para la medición de la huella.

Normativa:

Los ensayos Vickers están definidos en las siguientes normas:

- ASTM E384 Micro Vickers (10g a 1kg)
- ASTM E92 Macro Vickers (1kg a 100kg)
- ISO 6507-1,2,3 Micro y Macro Vickers

Aplicaciones:

Debido al amplio rango de cargas de ensayo, el método Vickers puede ser utilizado en prácticamente cualquier material metálico. El tamaño de la pieza está limitado únicamente por la capacidad del durómetro.

Ventajas:

- Una sola escala cubre todo el rango de dureza
- Gran cantidad de cargas de ensayo para ajustarse a cualquier aplicación
- No destructivo, las muestras pueden ser normalmente utilizadas tras el ensayo.

Inconvenientes:

- El punto flaco del ensayo Vickers es la necesidad de medir ópticamente las dimensiones de la huella. Esto requiere que la superficie donde se va a realizar el ensayo tenga un acabado lo suficientemente fino para poder realizar una medición con precisión.
- Lentitud. La realización de un ensayo puede tomar 30 segundos sin contar el tiempo de preparación de la muestra.

La siguiente tabla muestra una lista de las escalas de dureza Vickers estándar.

Microdureza	Cargas de ensayo	Dureza con baja carga	Cargas de ensayo	Macrodureza	Cargas de ensayo
HV 0,01	0,09807 N	HV 0,2	1,961 N	HV 5	49,03 N
HV 0,015	0,1471 N	HV 0,3	2,942 N	HV 10	98,07 N
HV 0,02	0,1961 N	HV 0,5	4,903 N	HV 20	196,1 N
HV 0,025	0,2452 N	HV 1	9,807 N	HV 30	294,2 N
HV 0,05	0,4903 N	HV 2	19,61 N	HV 50	490,3 N
HV 0,1	0,9807 N	HV 3	29,42 N	HV 100	980,7 N

ANEXO 2

INTRUMENTO DE RECOLECCIÓN

"COMPARACIÓN DE LA PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACIÓN y GRADO DE CONVERSIÓN DE RESINAS COMPUESTAS USANDO DOS UNIDADES DE LUZ VISIBLE"

I. UNIDAD DE LUZ VISIBLE

1. Tipo de Lámpara
   a) Luz Halógena (control) (1)
   b) LED Elipar (2)
   c) LED VALO (3)

2. Densidad de Potencia
   a) 300 mW/cm^2
   b) 1200 mW/cm^2
   c) 1400 mW/cm^2

II. PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACIÓN

Según norma ISO 4049 la medida entre dos = X/2 (P.P)

III. GRADO DE CONVERSIÓN

Se mide utilizando la microdureza superficial interna de cada espécimen:

a. Microdureza superficial superior: …….. HVN
b. Microdureza superficial Inferior: …… HVN

IV. RESINAS COMPUESTAS FOTOPOLIMERIZABLES

Se usaron resinas compuestas fotopolimerizables de nanorelleno

a. Tetric N-Ceram …… (1)
b. Filtek Z#%= XT …… (2)
c. Bulf Fill tetric N-Ceram …… (3) (control)

V. IRRADIANCIA

El la potencia de la unidad de fotopolimerización por el tiempo

1. 9 joule
2. 24 joule
3. 14 joule

ANEXO 3

INFORME DE ENSAYO DE MICRODUREZA VICKERS

HTL
HIGH TECHNOLOGY LABORATORY CERTIFICATE

- LABORATORIO ESPECIALIZADO EN ENSAYOS MECÁNICOS DE MATERIALES.
- LABORATORIO ESPECIALIZADO EN CALIBRACIONES.

INFORME DE ENSAYO Nº	IE-0215-2017	EDICION Nº 1	Página 1 de 8
ENSAYO DE DUREZA MICROVICKERS			
TESIS	"INFLUENCIA DE LA IRRADIANCIA DE DOS UNIDADES DE LUZ VISIBLE EN LA PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACIÓN Y GRADO DE CONVERSIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS FOTOPOLIMERIZABLES"		
DATOS DEL SOLITANTE			
NOMBRE Y APELLIDOS	Hernán Horna Palomino		
DNI	07313310		
DIRECCIÓN	Unidad Vecinal Matute Tercera Etapa Edificio:3 Departamento 403		
DISTRITO	La Victoria		
EQUIPOSUTILIZADOS			
INSTRUMENTO	Microdurómetro Vickers – Marca Leitz		
APROXIMACIÓN	1 µm - 40X		
RECEPCIÓN DE MUESTRAS			
FECHA DE INGRESO	17	Junio	2017
LUGAR DE ENSAYO	Av. Paseo de la Republica 5544, Miraflores 15074		
CANTIDAD	Grupo		
DESCRIPCIÓN	Muestras de resina		
IDENTIFICACIÓN	Grupo 1	Led Valo - Resina Z-350 XT	
	Grupo 2	Resina Tetric N-CERAM	
	Grupo 3	Led Elipar - Resina Z-350 XT	
	Grupo 4	Tetric N-CERAM	
	Grupo 5	Luz Halógena - Resina Z-350 XT	
	Grupo 6	Tetric N-CERAM	
	Grupo 7	Led Valo - BULK FILL	
	Grupo 8	Led Elipar - BULK FILL	
	Grupo 9	Luz Halógena - BULK FILL	
REPORTE DE RESULTADOS			
FECHA DE EMISION DE INFORME	25	Junio	2017

INFORME DE ENSAYO Nº	IE-0216-2017	EDICION Nº 1	Página 2 de 9
RESULTADOS GENERADOS	Led Valo - Resina Z-350 XT		

Grupo	Espécimen	Carga de ensayo g (N)	Dureza punto superior Hv Kg/mm²
1	1	50 (0.49)	63
	2		92
	3		88
	4		80
	5		88
	6		86
	7		78
	8		85
	9		98
	10		74

Grupo	Espécimen	Carga de ensayo g (N)	Dureza punto inferior Hv Kg/mm²
1	1	50 (0.49)	81
	2		85
	3		86
	4		88
	5		85
	6		84
	7		76
	8		86
	9		79
	10		83

INFORME DE ENSAYO Nº	IE-0216-2017	EDICION Nº 1	Página 3 de 9
RESULTADOS GENERADOS	Resina Tetric N-CERAM		

Grupo	Espécimen	Carga de ensayo g (N)	Dureza punto superior Hv Kg/mm²
2	11	50 (0.49)	66
	12		66
	13		63
	14		64
	15		68
	16		70
	17		59
	18		65
	19		68
	20		70

Grupo	Espécimen	Carga de ensayo g (N)	Dureza punto inferior Hv Kg/mm²
2	11	50 (0.49)	61
	12		66
	13		62
	14		66
	15		42
	16		50
	17		53
	18		51
	19		51
	20		71

HTL
HIGH TECHNOLOGY LABORATORY CERTIFICATE
- LABORATORIO ESPECIALIZADO EN ENSAYOS MECÁNICOS DE MATERIALES.
- LABORATORIO ESPECIALIZADO EN CALIBRACIONES.

INFORME DE ENSAYO Nº	IE-0216-2017	EDICION Nº 1	Página 4 de 9
RESULTADOS GENERADOS	Led Elipar - Resina Z-350 XT		

Grupo	Espécimen	Carga de ensayo g (N)	Dureza punto superior Hv Kg/mm²
3	21	50 (0.49)	92
	22		93
	23		81
	24		83
	25		74
	26		69
	27		93
	28		75
	29		88
	30		87

Grupo	Espécimen	Carga de ensayo g (N)	Dureza punto inferior Hv Kg/mm²
3	21	50 (0.49)	76
	22		74
	23		79
	24		78
	25		76
	26		89
	27		77
	28		78
	29		81
	30		73

INFORME DE ENSAYO Nº	IE-0216-2017	EDICION Nº 1	Página 6 de 9
RESULTADOS GENERADOS	Tetric N-CERAM		

Grupo	Espécimen	Carga de ensayo g (N)	Dureza punto superior Hv Kg/mm²
4	31	50 (0.49)	68
	32		59
	33		66
	34		63
	35		61
	36		58
	37		61
	38		63

Grupo	Espécimen	Carga de ensayo g (N)	Dureza punto inferior Hv Kg/mm²
4	31	50 (0.49)	68
	32		60
	33		58
	34		63
	35		60
	36		55
	37		61
	38		63

INFORME DE ENSAYO Nº	IE-0216-2017	EDICION Nº 1	Página 8 de 9
RESULTADOS GENERADOS	Luz Halógena - Resina Z-350 XT		

Grupo	Espécimen	Carga de ensayo g (N)	Dureza punto superior Hv Kg/mm²
6	39	50 (0.49)	86
	40		89
	41		118
	42		107
	43		91
	44		100
	45		92
	46		107
	47		88
	48		74

Grupo	Espécimen	Carga de ensayo g (N)	Dureza punto inferior Hv Kg/mm²
6	39	50 (0.49)	91
	40		95
	41		95
	42		93
	43		80
	44		96
	45		91
	46		93
	47		93
	48		78

INFORME DE ENSAYO Nº	IE-0215-2017	EDICION Nº 1	Página 7 de 9
RESULTADOS GENERADOS	Tetric N-CERAM		

Grupo	Espécimen	Carga de ensayo g (N)	Dureza punto superior Hv Kg/mm²
8	48	50 (0.49)	53
	50		51
	51		88
	52		50
	53		58
	54		59
	55		57
	56		59
	57		59
	58		61

Grupo	Espécimen	Carga de ensayo g (N)	Dureza punto inferior Hv Kg/mm²
8	48	50 (0.49)	55
	50		55
	51		93
	52		41
	53		59
	54		47
	55		54
	56		40
	57		57
	58		54

INFORME DE ENSAYO N°	IE-0215-2017	EDICION N° 1	Página 8 de 9
RESULTADOS GENERADOS	Led Valo - BULK FILL		

Grupo	Espécimen	Carga de ensayo g (N)	Dureza punto superior Hv Kg/mm²
7	68	50 (0.49)	56
	80		57
	81		59
	82		52

Grupo	Espécimen	Carga de ensayo g (N)	Dureza punto inferior Hv Kg/mm²
7	68	50 (0.49)	53
	80		55
	81		54
	82		59

RESULTADOS GENERADOS	Led Elipar - BULK FILL

Grupo	Espécimen	Carga de ensayo g (N)	Dureza punto superior Hv Kg/mm²
8	83	50 (0.49)	55
	84		68
	86		40
	88		41

Grupo	Espécimen	Carga de ensayo g (N)	Dureza punto inferior Hv Kg/mm²
8	83	50 (0.49)	54
	84		71
	86		57
	88		39

HTL
HIGH TECHNOLOGY LABORATORY CERTIFICATE

- LABORATORIO ESPECIALIZADO EN ENSAYOS MECÁNICOS DE MATERIALES.
- LABORATORIO ESPECIALIZADO EN CALIBRACIONES.

INFORME DE ENSAYO Nº	IE-0216-2017	EDICION Nº 1	Página 8 de 9
RESULTADOS GENERADOS	Luz Halógena - BULK FILL		

Grupo	Espécimen	Carga de ensayo g (N)	Dureza punto superior Hv Kg/mm²
9	67	50 (0.49)	43
	68		40
	69		68
	70		63

Grupo	Espécimen	Carga de ensayo g (N)	Dureza punto inferior Hv Kg/mm²
9	67	50 (0.49)	38
	68		63
	69		61
	70		51

RESULTADOS GENERADOS	
CONDICIONES AMBIENTALES	
	TEMPERATURA : 18.5 °C HUMEDAD RELATIVA : 74 %
VALIDÉZ DE INFORME	
	VÁLIDO SOLO PARA LA MUESTRA Y CONDICIONES INDICADAS EN EL INFORME
ROBERT NICK EUSEBIO TEHERAN	HTL HIGH TECHNOLOGY LABORATORY CERTIFICATE
ESPECIALISTA DE ENSAYOS	
LABORATORIO HTL CERTIFICATE	

ANEXO 4

Preparación de Especímenes con la lámpara Elipar 3M (Fig. a), Resina Filtek Z-350-XT con la resina Tetric N-Ceram y Bulk-Fill (Fig. b y c); fotopolimerización de impresión de dispositivo de 8 mm que se carga con resina y especimen retirado (Fig. d, e y f)



Fig. a



Fig. b



Fig. c



Fig. d



Fig. e

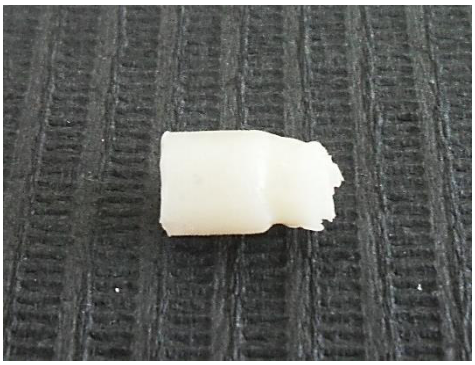
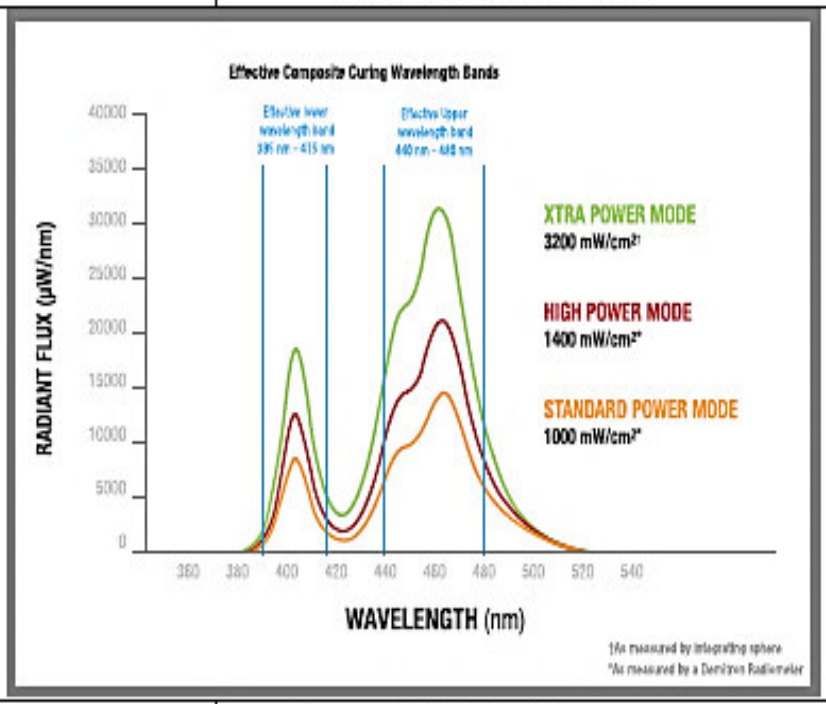


Fig. f

ANEXO 5
CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DE LA UNIDAD DE LUZ LED VALO

Technical Information	VALO Cordless LED Curing Light
Wavelength range	395nm – 480nm (see qualification below) Effective output Power of VALO Cordless falls within the following wavelength range: • 395nm <= EP <= 480nm Minimal and insignificant power can be found in wavelength ranges: • 380nm – 395nm and 480nm – 510nm



Light Intensity	* Standard power – 1000mW/cm² +/-10% * High power – 1400mW/cm² +/-10% † Xtra Power – 3200mW/cm² +/- 20% * As measured by a Demetron® L.E.D, Radiometer † As measured by a spectrum analyzer Den-Mat® Sapphire Plasma Arc Curing Light – Irradiance measured at 2,600mW/cm² with a spectrum analyzer

AC Power Adapter	Globtek Medical Grade with international plug inserts Output: 12VDC, 500mA Input: 100VAC – 240VAC Ratings: Medical Grade, (UL, CE, RoHS, WEEE) Cord: 6 ft (1.8m), 2.5mm DC connector

ANEXO 6

CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DE LA UNIDAD DE LUZ LED ELIPAR

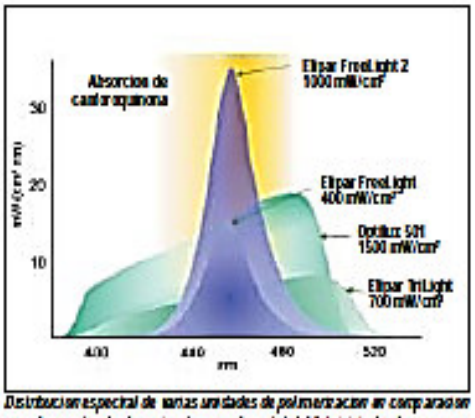
Innovación

...significa una nueva solución

Gracias al estrecho espectro de emisión de las unidades LED comparado con el de las unidades halógenas, la luz de polimerización es mucho más eficiente con la canforoquinona, el fotoiniciador que contienen la mayoría de los materiales fotopolimerizables.
Para alcanzar la misma eficacia de polimerización de las unidades halógenas convencionales con intensidades de 600-800 mW/cm², las unidades LED solo requieren 300–400 mW/cm², porque la luz está concentrada en el rango de máxima absorción.

Los tiempos de curado se reducen a la mitad con el doble de intensidad en la misma distribución de la luz.

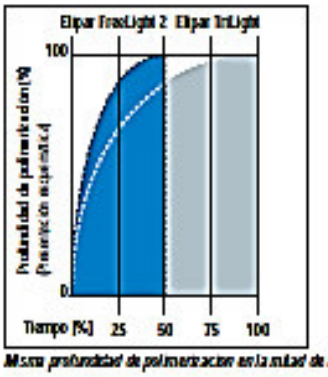
Con aproximadamente 1000mW/cm² de intensidad, la Elipar FreeLight 2 reduce en un 50% el tiempo recomendado de curado de los materiales de restauración fotopolimerizables*.



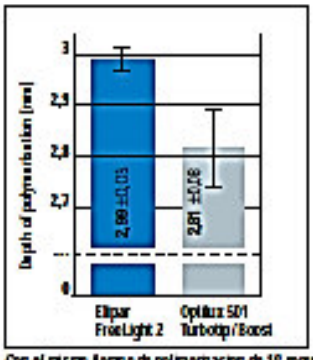
Distribución espectral de varias unidades de polimerización en comparación con el espectro de absorción (rango relevante) del fotoiniciador de canforoquinona. Las rangos por encima de 490nm son irrelevantes en la polimerización.

...Significa la misma eficacia en la mitad de tiempo

La profundidad de curado alcanzada usando unidades de polimerización halógenas con intensidad de luz convencional, se alcanza con la FreeLight 2 en la mitad de tiempo



*Misma profundidad de polimerización en la mitad de tiempo***



Con el mismo tiempo de polimerización de 10 segundos (50% del tiempo de curado recomendado) Elipar Freelight 2 alcanza mayor profundidad de polimerización que la Optilux 501 en modo turbo.

*Materiales dentales fotopolimerizables con foto iniciador en un rango entre 430-480nm
**El producto evaluado era 3M ESPE Filtek Z250 Restaurador Universal color A3.

ANEXO 7
NORMA ISO 4049

INTERNATIONAL STANDARD

ISO 4049

Third edition
2000-07-15

Dentistry — Polymer-based filling, restorative and luting materials

Art dentaire — Produits d'obturation, de restauration et de scellement à base de polymères

Licensed to
ISO Store order
Single user licence only, copying and networking prohibited

Reference number
ISO 4049:2000(E)

© ISO 2000

Contents

Page

Foreword ... iv

Introduction ... v

1 Scope ... 1

2 Normative references ... 1

3 Terms and definitions ... 1

4 Classification ... 2

5 Requirements ... 2
5.1 Biocompatibility ... 2
5.2 Physical and chemical properties ... 2
5.3 Shade, filling and restorative materials ... 4
5.4 Colour stability after irradiation and water sorption ... 4
5.5 Radio-opacity ... 4

6 Sampling ... 5

7 Test methods ... 5
7.1 General reagent water ... 5
7.2 Test conditions ... 6
7.3 Inspection ... 6
7.4 Preparation of test specimens ... 6
7.5 Measurement of film thickness of luting materials ... 6
7.6 Working time, Class 1 and Class 3 filling and restorative materials ... 9
7.7 Working time, Class 1 and Class 3 luting materials ... 11
7.8 Setting time, Class 1 and Class 3 materials ... 11
7.9 Sensitivity to ambient light, Class 2 materials ... 13
7.10 Depth of cure, Class 2 materials ... 14
7.11 Flexural strength ... 15
7.12 Water sorption and solubility ... 18
7.13 Shade and colour stability after irradiation and water sorption ... 21
7.14 Radio-opacity ... 22

8 Packaging, marking and information to be supplied by the manufacturer ... 24
8.1 Packaging ... 24
8.2 Marking ... 24
8.3 Manufacturer's instructions and information for the user ... 25

Bibliography ... 27

Licensed to Dr. Santos
ISO Store order #: 10-1012392/Downloaded: 2009-02-11
Single user licence only, copying and networking prohibited

© ISO 2000 – All rights reserved

7.9.1.5 **Matt black cover** for the luxmeter cell.

NOTE This is intended to prevent reflection from the cell interfering with the observation of the specimen.

7.9.1.6 **Timer**, accurate to 1 s.

7.9.2 Procedure

In a dark room, position the illuminance-measuring device cell (7.9.1.3) under the xenon lamp with colour conversion and ultraviolet filters inserted (7.9.1.1) at such a height as to provide an illuminance of (8 000 ± 1 000) lx. [The adjustable table (7.9.1.4) is required to do this efficiently.] Cover the cell with the matt black cover (7.9.1.5). Place a spheroidal mass of approximately 30 mg of material on a glass microscope slide (7.9.1.2), position the slide on top of the cell and expose it to the light for (60 ± 5) s. Remove the slide with the sample from the irradiated area and immediately press the second microscope slide against the material with a shearing action to produce a thin layer.

Visually inspect the material to see whether it is physically homogeneous.

NOTE During this test, if the material has begun to set, clefts and voids will appear in the specimen when the thin layer is being produced. It may aid the inspection to compare the test specimen with one that has been produced in the absence of light.

Repeat the entire procedure twice, using a new sample of material for each test. Record the results of all three tests.

7.9.3 Treatment of results

If, on visual inspection, the material of all three samples remains physically homogeneous, the material is deemed to have complied with the requirement of 5.2.7.

7.10 Depth of cure, Class 2 materials

7.10.1 Apparatus

7.10.1.1 **Stainless steel mould**, for the preparation of a cylindrical specimen, 6 mm long × 4 mm in diameter unless the manufacturer claims a depth of cure in excess of 3 mm; in this event, the mould shall be at least 2 mm longer than twice the claimed depth of cure.

NOTE A mould-release agent which does not interfere with the setting reaction, for example a 3 % solution of polyvinyl ether wax in hexane, may be used to facilitate removal of the specimen. See also 7.4 in relation to metal affinity materials.

7.10.1.2 **Two glass slides/plates**, each of sufficient area to cover one side of the mould.

NOTE Standard glass microscope slides may be used.

7.10.1.3 **White filter paper.**

7.10.1.4 **Film** transparent to the activating radiation, e.g. polyester, (50 ± 30) µm thick.

7.10.1.5 **External energy source**, as recommended by the manufacturer for use with the test material [see 8.3 e)].

7.10.1.6 **Micrometer**, accurate to 0,01 mm.

7.10.1.7 **Plastics spatula.**

Licensed to Dr. Santos
ISO Store order #: 10-1012392/Downloaded: 2009-02-11
Single user licence only, copying and networking prohibited

© ISO 2000 – All rights reserved

7.10.2 Procedure

Place the mould (7.10.1.1) onto a strip of the transparent film (7.10.1.4) on a glass microscope slide. Fill the mould with the test material, prepared in accordance with the manufacturer's instructions, taking care to exclude air bubbles. Slightly overfill the mould and put a second strip of the transparent film on top followed by the second microscope slide. Press the mould and strips of film between the glass slides (7.10.1.2) to displace excess material. Place the mould onto the filter paper (7.10.1.3), remove the microscope slide covering the upper strip of film and gently place the exit window of the external energy source (7.10.1.5) against the strip of film. Irradiate the material for the time recommended by the manufacturer to achieve a depth of cure of at least 0,5 mm for opaquer luting materials, 1 mm for opaque shade filling and restorative materials or 1,5 mm for all other materials.

Immediately after completion of irradiation, remove the specimen from the mould and remove the uncured material with the plastics spatula (7.10.1.7). Measure the height of the cylinder of cured material with the micrometer (7.10.1.8) to an accuracy of ± 0,1 mm and divide the value by two.

Record this value as the depth of cure.

Repeat the test twice.

Class 2 Group 2 materials shall be tested after exposure to irradiation from the primary source and not after processing in a curing oven. The test is intended to demonstrate the conversion of monomer to polymer at the modelling stage that enables the material to be transferred from the die to the curing oven.

7.10.3 Treatment of results

If all three values for opaquer luting materials are greater than 0,5 mm, for opaque shade filling and restorative materials are greater than 1,0 mm, and for all other materials greater than 1,5 mm, the material has complied with the first requirement of 5.2.8.

In order to comply with the second requirement of 5.2.8, all three values shall be no more than 0,5 mm below the value stated by the manufacturer.

7.11 Flexural strength

7.11.1 Apparatus

7.11.1.1 Stainless steel mould for the preparation of a test specimen (25 ± 2) mm × (2 ± 0,1) mm × (2 ± 0,1) mm.

A mould-release agent (see 7.10.1.1) shall be used. A suitable mould is illustrated in Figure 7. See also 7.4 for the preparation of metal affinity materials.

7.11.1.2 Two metal plates, each of sufficient area to cover one side of the mould. For Class 2 and Class 3 materials, a glass microscope slide for use during polymerization.

7.11.1.3 Small clamp.

7.11.1.4 Film transparent to the activating radiation, e.g. polyester, (50 ± 30) µm thick.

7.11.1.5 White filter paper.

7.11.1.6 Water bath capable of being maintained at (37 ± 1) °C.

7.11.1.7 External energy source(s) (for Class 2 and Class 3 materials) as recommended by the manufacturer for use with the test material [see 8.3 e)].

7.11.1.8 Micrometer, accurate to 0,01 mm.

Licensed to Dr. Santos
ISO Store order #: 10-1012392/Downloaded: 2009-02-11
Single user licence only, copying and networking prohibited

© ISO 2000 – All rights reserved