

Reporte de Análisis de Similitud

Archivo:	1A_Zamalloa Quintana, Marlon Jesús _Título Profesional_2022
Fecha del Análisis:	01 /08/2022
Operador del Programa Informático:	Bendezu Niño Roxana
Correo del Operador del Programa Informático:	rbendezu@unfv.edu.pe
Porcentaje:	6%
Asesor:	Cayo Rojas, Cesar Félix
Título:	EFFECTO DE LA TERMOPOLIMERIZACIÓN ADICIONAL POR CALOR SECO SOBRE LA RESISTENCIA MICROFLEXURAL DE TRES TIPOS DE RESINA COMPUESTA. UN ESTUDIO <i>IN VITRO</i>
Enlace:	https://secure.arkund.com/view/136023016-694800-432443

Jefe de la Oficina de Grados y Gestión del Egresado:



AMÉRICO ALEJANDRO MUNAYCO MAGALLANES



Universidad Nacional
Federico Villarreal

VRIN | VICERRECTORADO
DE INVESTIGACIÓN

Facultad de Odontología

**EFFECTO DE LA TERMOPOLIMERIZACIÓN ADICIONAL POR CALOR
SECO SOBRE LA RESISTENCIA MICROFLEXURAL DE TRES TIPOS DE
RESINA COMPUESTA. UN ESTUDIO *IN VITRO***

Línea de Investigación

Biomateriales

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE CIRUJANO DENTISTA

Autor

Zamalloa Quintana, Marlon Jesús

Asesor

Cayo Rojas, Cesar Félix

(ORCID: 0000-0002-5560-7841)

Jurado

García Rupaya, Carmen Rosa

Mejía Ticona, Lourdes Alicia

Pérez Suasnabar, Hugo Joel

Lima - Perú

2022

Agradecimiento

A Dios por estar siempre conmigo, a mis padres Carlos Zamalloa y Maritza Quintana por el apoyo brindado durante mis estudios.

A mi asesor Dr. Cesar Cayo Rojas, por compartir sus conocimientos para el correcto desarrollo del presente trabajo.

Dedicatoria

A mis padres Carlos Zamalloa y Maritza

Quintana, a mis dos pequeñas princesas

Valeska y Zakira que medan fuerzas para

seguir adelante.

ÍNDICE

RESUMEN.....	vi
ABSTRACT.....	vii
I. INTRODUCCION.....	1
1.1 Descripción y formulación del problema	2
1.2 Antecedentes	5
1.3 Objetivos	9
1.3.1 Objetivo general	9
1.3.2 Objetivos específicos	9
1.4 Justificación.....	9
1.5 Hipótesis.....	10
II. MARCO TEORICO	11
2.1 Bases teóricas sobre el tema de investigación.....	11
III. MÉTODO.....	26
3.1 Tipo de investigación	26
3.2 Ámbito temporal y espacial.....	26
3.3 Variables.....	26
3.4 Población y Muestra	29
3.5 Instrumentos	30
3.6 Procedimientos	30
3.7 Análisis de datos.....	32
3.8 Consideraciones éticas	33

IV. RESULTADOS	34
V. DISCUSIÓN DE RESULTADOS	40
VI. CONCLUSIONES	46
VII. RECOMENDACIONES	47
VIII. REFERENCIAS	48
IX. ANEXOS	48

RESUMEN

Objetivo: El objetivo de este estudio fue evaluar el efecto de la termopolimerización adicional por calor seco sobre la resistencia microflexural de tres tipos de resina compuesta. **Materiales y métodos:** Este estudio *in vitro* estuvo conformado por 70 muestras de resinas compuestas confeccionados mediante una matriz metálica de 6 x 2 x 1mm; fueron divididas en siete grupos experimentales Gr1a: Tetric N-Ceram sin tratamiento térmico (n=10), Gr1b: Tetric N-Ceram con tratamiento térmico (n=10), Gr 2a: Filtek Z350 XT sin tratamiento térmico (n=10) ,Gr2b: Filtek Z350 XT con tratamiento térmico (n=10) ,Gr3a: Filtek Z250 sin tratamiento térmico (n=10), Gr3b: Filtek Z250 con tratamiento térmico (n=10), Gr4: SR Nexco Paste (control) sin tratamiento térmico (n=10). Las muestras fueron almacenadas en agua destilada a 37° C durante 24 horas. Para la evaluación de la resistencia flexural se utilizó la máquina de ensayo universal, a una velocidad de 1 mm/min. Los datos fueron procesados en el programa SPSS. **Resultados:** La resina compuesta Filtek Z250, sin y con tratamiento térmico, presentaron los mayores valores de resistencia microflexural con 121.32 ± 9.74 MPa y 137.27 ± 24.43 MPa, respectivamente; mientras que la resina SR Nexco Paste (control) presentó una resistencia microflexural con 86.06 ± 14.34 . **Conclusión:** Las resinas Filtek Z250 y Z350XT tuvieron los valores más altos, sin y con termopolimerización adicional. Además, las resinas Filtek Z350XT y Tetric N-Ceram sometidas a termopolimerización adicional presentaron mayor valor en comparación a cuando no recibieron termopolimerización adicional, situación que no ocurrió con la resina Filtek Z250.

Palabras clave: resina compuesta, resistencia microflexural, odontología, polimerización complementaria, propiedades mecánicas, tratamiento térmico.

ABSTRACT

Objective: The objective of this study was to evaluate the effect of additional thermopolymerization by dry heat on the microflexural strength of three types of composite resin. **Materials and methods:** This in vitro study consisted of 70 samples of composite resins made using a 6 x 2 x 1mm metal matrix; were divided into seven experimental groups Gr1a: Tetric N-Ceram without heat treatment (n=10), Gr1b: Tetric N-Ceram with heat treatment (n=10), Gr 2a: Filtek Z350 XT without heat treatment (n=10) ,Gr2b: Filtek Z350 XT with heat treatment (n=10) ,Gr3a: Filtek Z250 without heat treatment (n=10), Gr3b: Filtek Z250 with heat treatment (n=10), Gr4: SR Nexco Paste (control) without heattreatment (n=10). The samples were stored in distilled water at 37° C for 24 hours. For theevaluation of the flexural resistance, the universal testing machine was used, at a speed of 1mm/min. The data was processed in the SPSS program. **Results:** The Filtek Z250 compositesresin, without and with heat treatment, presented the highest microflexural strength values with 121.32 ± 9.74 MPa and 137.27 ± 24.43 MPa, respectively; while the SR Nexco Pasteresin (control) presented a microflexural resistance with 86.06 ± 14.34 . **Conclusion:** FiltekZ250 and Z350XT resins had the highest values, without and with additional thermopolymerization. In addition, the Filtek Z350XT and Tetric N-Ceram resins subjected to additional thermopolymerization presented higher value compared to when they did not receive additional thermopolymerization, a situation that did not occur with the Filtek Z250 resin.

Keywords: composite resin, microflexural strength, dentistry, complementary polymerization, mechanical properties, heat treatment.

I. INTRODUCCIÓN

Las resinas compuestas fueron introducidas a la odontología conservadora por Bowen en los años sesenta; asimismo han ido evolucionando constantemente en la estructura de la matriz orgánica así como en la dimensión y constitución de sus partículas de carga. (Nakanishi et al., 2020; Cayo et al., 2019; Raju et al., 2021)

Los composites son los materiales más usados para reconstrucciones directas con requerimiento estético. Ante escenarios clínicos de lesiones considerables de estructura dentaria causados por caries, fractura o por fricción de la superficie oclusal, realizar restauraciones con resina compuesta por método directo se ven sobre exigidas y comprometedoras. (Loyola-García et al., 2019; Cayo y Carrillo, 2020)

Para solucionar estas circunstancias se acude a métodos de restauración de tipo indirecta, que permiten obtener un íntimo contacto interproximal, reducir la contracción de polimerización, y optimizar el sellado marginal debido al distinto proceso de polimerización a la cual se somete, ya que son confeccionadas fuera de la cavidad oral en el consultorio por el clínico o también pueden ser trabajadas en el laboratorio. (Loyola-García et al., 2019; Ramírez-Vargas et al., 2021; Rodríguez-Villarreal et al., 2017)

Las incrustaciones indirectas a base de resina compuesta han cobrado importancia por su simplicidad de preparación, así como sus buenas propiedades mecánicas al desgaste y fractura, debido a la evolución y nuevos aditivos en sus componentes como nanopartículas de zirconia y sílica que favorecen el comportamiento y longevidad de las restauraciones. (Rosa et al., 2020; Galiatsatos et al., 2022; Van Dijken, 2000)

Con la finalidad de mejorar el desarrollo de la propiedades de los composites al ser usados como material indirecto y neutralizar algunos inconvenientes que este material podría generar al momento de elaborar este tipo de restauraciones, como la contracción a la

polimerización, fractura completa o parcial de los márgenes de la restauración, y cambios de color; es que se proponen técnicas nuevas posterior a la polimerización por luz. (Da Silva et al., 2021; Bustamante-Hernández et al., 2020; Vervack et al., 2021)

Loyola-García et al. (2019); Grazioli et al. (2019) y otros autores como Almeida- Chetti et al. (2014); Santana et al. (2009); Ribeiro et al. (2012), han planteado exponer las resinas compuestas a técnicas de termopolimerización adicional, permitiendo aumentar el grado de conversión y generar mayor rigidez y resistencia a cambios de coloración y fracturas. (Dias et al., 2020; De Souza, 2008)

Entre las técnicas de post- polimerizaciones térmicas más utilizadas están el autoclave y calor por horno seco. (Loyola-García et al., 2019; Lapesqueur et al., 2015; Leao et al., 2007)

Sin embargo el calor seco es la técnica que brinda excelentes resultados sobre la resistencia flexural de una resina de uso indirecto. (Grazioli et al., 2019) Se entiende por resistencia flexural como la propiedad mecánica que permite determinar el grado de deformación flexural que puede tener un material, siendo esto de consideración en las restauraciones indirectas de resina compuesta, ya que esta propiedad les confiere resistencia a las diferentes cargas oclusales. (Cruz et al., 2014; Al-Zain y Platt, 2021; Al-Zain y Marghalani, 2020; Yap et al., 2018)

Debido a que el estudio es realizado sobre la resistencia flexural en el presente trabajo se conocerá lo que sucede al evaluar con una probeta de magnitudes menores, a lo que llamaremos resistencia microflexural.

1.1 Descripción y formulación del problema

López et al., (2017) se ha enfocado en el motivo del fracaso de las restauraciones, por ello se ha reportado que la longevidad de una restauración dental dependerá de la higiene

bucal, el material del que esté hecho, su ubicación en la boca y sobre todo el tipo de restauración. Debido a esto, el tipo de restauración semi-directa de resina compuesta ha cobrado importancia por su simplicidad de preparación, así como sus buenas propiedades mecánicas al desgaste y fractura (Rosa et al., 2020)

Las incrustaciones dentales son confeccionadas en un laboratorio, en donde el material es procesado en equipos propios de este, que permiten modificarla, optimizando sus propiedades estructurales. (Iglesia, 2020; Rodríguez-Villarreal et al., 2017; Castillo-Rosix et al., 2019). Realizar este procedimiento toma tiempo lo que implica alargar el número de citas, y esto puede causar cierto tipo de inconformidad en el paciente (Chávez-Lamas et al., 2020). Debido a esto, muchos odontólogos vienen aplicando actualmente la técnica semi-directa, donde el mismo profesional diseña y confecciona la restauración, ofreciendo una solución más rápida a su paciente. (Roselli et al., 2015)

Para la confección con dicha técnica se utiliza resina compuesta de uso directo debido a su buena estética y excelente acabado, pero una de las principales desventajas es que la resistencia estructural de este material se ve afectada por el bajo grado de conversión obtenido al polimerizar únicamente con la unidad de fotocurado con la que el clínico cuenta en su consultorio (Rosa et al., 2020; Morales et al., 2018). Por ello, Chain y Baratieri (2001) reportaron que la exposición de estas restauraciones a distintas técnicas de post-polimerización térmica, aumenta el grado de conversión de las mismas y como consecuencia resulta una resina resistente a manchas y fracturas.

Entre las técnicas de post- polimerización térmica más utilizadas están la autoclave, horno seco y microondas, siendo el horno seco aquel que brinda excelentes resultados sobre la resistencia flexural de un composite de uso directo. (Chain y Baratieri, 2001; Grazioli et al., 2019). Se ha informado que la longevidad media de estas restauraciones con composites,

es de 6 años, siendo la caries secundaria y la fractura masiva las causas más comunes de fracaso restauración. (López et al., 2017)

Actualmente, autores como Loyola-García et al. (2019); Sezin et al. (2018); Bonilla et al. (2017); Bahari et al. 2021) han evaluado la resistencia flexural, estos estudios al evaluar esta propiedad mecánica consideran los lineamientos de la ISO (*International Organization for Standardization*) 4049-2019. (Comité técnico de CTN 106 Odontología, 2019)

Donde sugieren una dimensión geométrica de la unidad de análisis (barra de resina) que no se ajusta a la realidad clínica, lo que podría generar cierta duda de los resultados obtenidos. Por ello, estudios recientes proponen una nueva forma de preparar las muestras para evaluar la resistencia microflexural con dimensiones de 6mm de largo, 1mm de fondo y 2mm de ancho como lo menciona Al-Zain y Platt (2021); Yap et al. (2018); Eshmawi et al. (2018), siendo esto más acorde a las medidas de una preparación clínica. A razón de esto, resulta importante conocer si sucede lo mismo al evaluar la resistencia microflexural, por los motivos ya descritos y reafirmar lo planteado por Grazioli et al. (2019) sobre los excelentes beneficios del calor seco sobre la resistencia microflexural.

Por lo expuesto, la intención de esta investigación fue evaluar la consecuencia que produce un tratamiento con post-polimerización adicional en calor seco sobre la resistencia microflexural de tres tipos de resina compuesta de uso directo.

Por lo descrito anteriormente nos hacemos la siguiente pregunta:

¿Cuál será el efecto que produce un tratamiento de post-polimerización adicional en calor seco sobre la resistencia microflexural de tres tipos de resina compuesta de uso directo?

1.2 Antecedentes

Al-Zain y Platt (2021) Investigaron en Arabia Saudita la influencia de la distancia de curado en la resistencia a la μ flexión (μ -FS) de un compuesto nanohíbrido, curado usando el tiempo de polimerización propuesto por el fabricante (MCT), en comparación con una exposición radiante constante (CRE) usando tres luces diferentes -Unidades de curado (LCU). Las vigas (6 x 2 x 1 mm) se curaron usando MCT o CRE con un halógeno de cuarzo- tungsteno (QTH); un diodo emisor de luz de pico de emisión única (SLED) o una LCU de diodo emisor de luz de pico de emisión múltiple (MLED). Las muestras se curaron a distancias de 0, 2 u 8 mm (n = 10) y se midieron la irradiancia del fondo y la CRE usando un espectrómetro Managing Accurate Curing-Resin Calibrator. Se realizó la prueba μ -FS y los datos se examinaron usando ANOVA bidireccional y pruebas de comparación múltiple de Tukey ($\alpha = 0.05$). La irradiancia media del fondo fue (25,4–99,7 mW / cm²) y CRE (0,31– 1,11 J / cm). μ -FS fue 422,1–516,6 MPa (MCT) y 440,4–490,4 MPa (CRE). La comparación de CRE con MCT mostró que μ -FS disminuyó significativamente usando la CRE a 2 mm (QTH) o la MCT a 2 y 8 mm (SLED). μ -FS puede verse significativamente afectado por el protocolo de curado.

Al-Zain y Marghalani (2020) Investigaron En Arabia Saudita la influencia de diferentes distancias de curado sobre la resistencia a la microflexión y el módulo de microflexión de dos composites a base de resina. Métodos: Se utilizaron dos composites nanohíbridos; Filtek Z250 (Z250) y Tetric EvoCeram (TEC). Se prepararon muestras rectangulares (2mm de ancho x 1mm de fondo x 6 mm de largo) fotopolimerizadas de acuerdo con las instrucciones del fabricante a distancias de 0 mm, 2 mm y 8 mm (n = 10) y se almacenaron húmedas a 37C ° C durante 24 horas. Se realizó un ensayo de resistencia a la microflexión utilizando una máquina de prueba universal a una velocidad de 1 mm / min. Los datos de resistencia a la microflexión y del módulo de microflexión se analizaron utilizando

un análisis de varianza de dos vías continuado de una prueba post hoc de comparación múltiple de Tukey ($\alpha = 0,05$). Resultados: El compuesto TEC tuvo una resistencia microflexural significativamente mayor a una distancia de 8 mm en comparación con la distancia de 0 mm. El compuesto Z250 expresó una fuerza microflexural significativamente mayor, a 2 mm y 8 mm en comparación con la distancia de 0 mm. TEC mostró un módulo de microflexión significativamente mayor a una distancia de 8 mm en comparación con las distancias de 0 mm y 2 mm. Z250 también exhibió un módulo de microflexión significativamente mayor a la distancia de 2 mm, en comparación con la distancia de 8 mm. En total, Z250 presentó una resistencia y módulo de microflexión significativamente más altos en comparación con TEC. Conclusión: El curado de los composites explorados a distancias de 2 mm u 8 mm de la superficie de la muestra no tuvo una influencia significativa en la resistencia a la microflexión, pero sí afectó significativamente el módulo de microflexión.

Grazioli et al. (2019) Evaluaron en Uruguay la influencia de tres tratamientos térmicos adicionales de bajo costo, disponibles en el consultorio dental, sobre las propiedades mecánicas, químicas y ópticas de un compuesto de resina fotopolimerizable indicado para restauraciones directas pero utilizado como restaurador indirecto. El compuesto de resina directa TPH3 (Dentsply) se polimerizó con luz utilizando una unidad de curado con diodos emisores de luz y se sometió a tres tratamientos térmicos adicionales experimentales: calor seco a 170°C durante 5 minutos, autoclave a una temperatura de 121°C durante 6 minutos y horno microondas a 450 W durante 3 min. El compuesto de resina sin ningún tratamiento térmico se usó como de grupo control negativo. Se probó como referencia un compuesto indirecto de resina (Vita CM LC, Vita Zahnfabrik). Se analizaron la resistencia a la flexión, el módulo elástico, la microdureza, el grado de conversión $C = C$, la rugosidad antes y después de la abrasión simulada del cepillo de dientes, el parámetro de resistencia y la

diferencia de color (ΔE). Los datos fueron analizados a $\alpha = 0.05$. El compuesto indirecto de resina presentó menor conversión $C = C$ y rendimiento mecánico. La resistencia a la flexión resultó significativamente más alta en el grupo de hornos secos en comparación con el grupo control. La rugosidad no fue diferente entre los grupos antes o después del cepillado, pero los tratamientos térmicos causaron un aumento en la conversión de $C = C$, la microdureza y el módulo elástico sin afectar el parámetro de translucidez o mostrar una alteración visible del color ($\Delta E_{00} < 1.8$). Estos resultados sugieren que las técnicas térmicas adicionales de polimerización representa una opción económica y simple para mejorar las cualidades mecánicas y químicas de los compuestos de resina directa al ser usados para restauraciones indirectos.

Eshmawi et al. (2018) Evaluó En Arabia Saudita la variación en el curado local de 1 composite en 3 ubicaciones de áreas de emisión de LCU diferentes curadas con 3 LCU diferentes mediante la prueba del grado de conversión (DC) y la resistencia microflexural. Métodos. Los autores fabricaron muestras compuestas de doble fotoiniciador ($n = 5$), que se curaron utilizando una LCU de cuarzo-tungsteno-halógeno, un pico de emisión múltiple o un diodo emisor de luz de pico de emisión única. Las superficies superiores de la muestra recibieron irradiación desde el centro, 1,5 mm directamente a la izquierda del centro o 1,5 mm directamente a la derecha del centro del área de emisión de LCU. Los autores midieron la irradiancia y la CC en las zonas superior e inferior de la muestra utilizando un espectrómetro y espectroscopia infrarroja de transformada de Fourier de reflexión total atenuada, respectivamente. Los autores realizaron pruebas de micro flexión de 3 puntos utilizando una máquina de prueba mecánica universal. Utilizaron análisis de varianza multifactorial ($\alpha = 0,05$). Resultados. La irradiancia osciló entre 452 y 946 milivatios por centímetro cuadrado, y la CC osciló entre 49,7% y 65,8% en las superficies superiores. La fuerza microflexural osciló entre 313 y 458 megapascales. Conclusiones. Los autores no

encontraron correlaciones entre el perfil del haz de irradiancia LCU de las 3 ubicaciones del área de emisión y las propiedades del material investigado, aunque encontraron variaciones en las propiedades medidas. Implicaciones prácticas. El perfil del haz de irradiancia de las diferentes LCU exploradas no tuvo una influencia importante sobre la CC y la resistencia microflexural del compuesto investigado. Palabras clave. Compuesto de resina; grado de conversión; unidad de fotopolimerización; propiedades mecánicas; cuarzo-tungsteno-halógeno; diodo emisor de luz.

Yap et al. (2018) Determinaron en Singapur la influencia de la dimensión de la muestra y el medio de acondicionamiento en las propiedades de flexión dinámicas y estáticas de los compuestos a base de resina (RBC). Se evaluaron un RBC convencional (Filtek Z350) y dos de relleno masivo (Filtek Bulk-fill y Beautifil-Bulk Restorative). Se fabricaron muestras en forma de barra con dimensiones de 25 x 2 x 2 mm (ISO flexural [IFT]) o 12 x 2x2 mm (miniflexural [MFT]) utilizando moldes de acero inoxidable personalizados, terminados, medidos, divididos aleatoriamente en dos grupos y acondicionados en aire o saliva artificial (SAGF) durante siete días a 37°C. Las muestras (n = 10) se sometieron luego a ensayos de flexión de tres puntos dinámicos y estáticos. Los datos para el módulo de almacenamiento, módulo de pérdida, tangente de pérdida, resistencia a la flexión y módulo se calcularon y se sometieron a la prueba t, análisis de varianza / prueba de Tukey y correlación de Pearson a un nivel de significancia de $\alpha = 0,05$. Tanto para IFT como para MFT, las diferencias significativas en las propiedades de flexión dinámicas y estáticas fueron más frecuentes entre los materiales después del almacenamiento en saliva. Para ambos medios de acondicionamiento, se observó la correlación más fuerte entre IFT y MFT para la resistencia a la flexión. Si bien se observaron correlaciones positivas significativas para todas las propiedades de flexión con la saliva, no se detectaron correlaciones significativas para la tangente de pérdida y el módulo de flexión con el aire. Tanto para IFT como para MFT, el

almacenamiento en saliva pareció ser más discriminativo que el almacenamiento en aire. Dado que existen relaciones positivas de moderadas a fuertes entre IFT y MFT para las propiedades de flexión dinámica y estática, la prueba de mini flexión es prometedora como reemplazo de la ISO 4049 en vista de su relevancia clínica y mayor eficiencia.

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo general

Determinar el efecto del tratamiento térmico adicional en calor seco sobre la resistencia microflexural de tres resinas compuestas de uso directo.

1.3.2 Objetivos específicos

- ♣ Comparar los valores de resistencia microflexural que presentan las resinas compuestas Filtek Z350, Tetric N-Ceram y Filtek Z250, sin tratamiento térmico adicional en calor seco.

- ♣ Comparar los valores de resistencia microflexural que presentan las resinas compuestas Filtek Z350, Tetric N-Ceram y Filtek Z250, con tratamiento térmico adicional en calor seco.

- ♣ Comparar individualmente la resistencia microflexural de las resinas compuestas Filtek Z350, Tetric N-Ceram y Filtek Z250, sin y con tratamiento térmico adicional en calor seco.

- ♣ Comparar el cambio de la resistencia microflexural de las resinas compuestas Filtek Z350, Tetric N-Ceram y Filtek Z250, sin y con tratamiento térmico adicional en calor seco.

1.4. Justificación

El presente trabajo busca aumentar la evidencia científica respecto a la ventaja de realizar un estudio considerando un tamaño de muestra más pequeño que se ajuste a la

realidad clínica, que en el presente estudio es mencionado como resistencia microflexural. Así mismo la ejecución del estudio permitirá identificar lo que sucede con cada tipo de resina, otorgándole al clínico la base científica para elección del material más óptimo para sus restauraciones.

Del mismo modo este estudio permitirá establecer nuevos protocolos de restauración con resinas directas para restauraciones indirectas, lo que permitirá al odontólogo realizar restauraciones igual e incluso de mejores propiedades mecánicas que un Cerámico que es el material usado convencionalmente en las restauraciones indirectas.

1.5. Hipótesis

La resistencia microflexural de los composites, Tetric N-Ceram, Filtek Z250 y Filtek Z350, presentarían diferencias significativas al ser sometidas a tratamiento térmico adicional en calor seco.

II. MARCO TEÓRICO

2.1. Bases teóricas sobre el tema de investigación

2.1.1. *Resina compuesta*

El material compuesto es una mezcla tridimensional mínima de dos materiales químicamente desiguales con diferentes interfaces, obteniendo así un rendimiento superior al de los componentes individuales. La resina compuesta dental es una mixtura compleja de una fase orgánica de resina polimerizable y partículas de relleno inorgánico. Estas partículas de relleno son acopladas a la fase orgánica gracias al silano que las recubre permitiendo dicho proceso. (Anusavice, 2004) ‘

2.1.2 *Composición de las resinas*

2.1.2.1 Matriz resinosa. Se compone de monómeros de di-metacrilato alifático o aromático. En los últimos 30 años, la monómera base más utilizada fue Bisfenol-A- Glicidil Metacrilato (Bis-GMA). En comparación con el metacrilato de metilo el Bis-GMA posee un peso molecular más alto, entonces significa que su contracción mientras polimeriza es menor. (Anseth et al., 1996)

2.1.2.2 Agente de acoplamiento. Para lograr una íntima unión entre ambas partes se requiere de un agente que tenga características tanto de la matriz así como de la partícula de relleno. A inicios del desarrollo de la resina compuesta, Bowen encontró que de la calidad de esta unión dependerá el rendimiento del material. Este se presenta como una molécula bifuncional por un lado el grupo silano mientras que por el otro un grupo metacrilato. (Bowen, 1963)

2.1.2.3 Sistema iniciador-activador. En cualquier forma, la labor de los radicales libres es necesaria para empezar la reacción, para originar estos radicales libres para lo que se requiere de una estimulación externa que podría ser energía de la luz visible

proporcionada por la lámpara y así estimular al iniciador (alcanforona, lucerinas u otras dicetonas). (Rodríguez et al, 2022)

2.1.2.4 Pigmentos. Están presentes en pocas cantidades en un rango de amarillo a gris y recientemente los pigmentos se encuentran unidos al material de refuerzo. (Cova, 2010).

2.1.2.5 Inhibidores de la polimerización. Tiene como tarea impedir la polimerización prematuramente, además proporciona más tiempo y manejo adecuado para los profesionales, su presencia también ayuda en su almacenamiento. Algunos ingredientes inhiben o retrasan la polimerización. Anteriormente, la hidroquinona se usaba como inhibidor, lo que hacía que la restauración perdiera color. Por ejemplo tenemos al éter monometílico de hidroquinona, como el más común. (Cova, 2010)

2.1.2.6 Partículas de relleno. Es el componente inorgánico que brindan la estabilidad dimensional a la matriz de resina y optimizan su rendimiento. Agregar estas partículas disminuye la contracción de polimerización, la adsorción acuosa y el coeficiente de expansión térmica, mejorando su desenvolvimiento mecánico en la cavidad oral. (Mc Cabe y Kagi, 1991)

Es transcendental enfatizar que cuando más sea la cantidad de relleno incorporado en la matriz, el rendimiento de la resina será mejor, producirá menos contracción de polimerización y, por lo tanto, menos filtración de bordes, argumento sobre el que se basa en la aparición de resinas condensables. (Williems et al., 1992; Davidson y Feilzer., 1997; Labella et al., 1999)

2.1.3 Clasificación de la resina compuesta

2.1.3.1 Según el tamaño de relleno. Dentro de la cual tenemos a: Resinas de Macrorelleno, Resinas de Microrelleno, Resinas Híbridas, Híbridos Modernos, Nanorelleno.

A. Resinas de macrorrelleno. Su tamaño de partícula están entre 10 y 50 μm , fue muy utilizada, pero sus defectos explican su inutilidad. Teniendo en cuenta el desgaste preferencial de la matriz de resina, su bajo rendimiento clínico y el pobre acabado de la superficie que dan como resultado resaltar las partículas de relleno más grande. (Phillips et al., 1973)

B. Resinas de microrelleno. Su tamaño de partícula esta entre 0.01 y 0.05 μm , funcionan mejor en el zona estética donde la resistencia de masticación son relativamente pequeñas, proporciona un mayor pulido y brillo superficial, lo que le da a la restauración un mayor valor estético. (Bayne, 2000)

C. Resinas híbridas. Se nombran porque están compuestos de una fase inorgánica de diferentes dimensiones, con 60% o más en peso, su partícula varía entre 0.6 a 1 μm . e incorporan una sílice coloidal con una dimensión de 0.04 μm . Es la comúnmente usada actualmente. (Lang et al., 1992)

D. Híbridos modernos. Este tipo de resina tiene una alta tasa de llenado de partículas sub-micrométricas (casi del 60% en volumen). Su dimensión de partícula reducido (de 0,4 μm a 1 μm), además del porcentaje de relleno le proporcionan un buen desempeño de sus propiedades mecánicas y buena resistencia al desgaste. Pero, estas son difíciles de pulir y el brillo de la superficie desaparece rápidamente. (Dietschi et al., 1994)

F. Resinas de nanorelleno. Estos tipos de resinas se han desarrollado actualmente y están formadas por partículas con un tamaño de menos de 10nm, este relleno se puede encontrar por separado o agrupar en "nanoclusters" o también llamado nano agregados de que son de un tamaño aproximado 75nm. (Bayne, 2000)

La nanotecnología ha llevado a la fabricación de nuevas resinas compuestas, caracterizadas con la presencia de nanopartículas con un tamaño de aproximadamente 25 nm

y nanopartículas con un nanoagregado de aproximadamente 75 nm en su composición. Estas partículas están hechas de circonio / silicio o nanosilicio. (Geraldí y Perdígao, 2003)

Las resinas fabricadas con este tipo de partículas, permiten un mejor acabado de la restauración, que se puede verificar en la textura superficial de la misma. Así mismo por su tamaño ha permitido brindar a la resina propiedades para indicar su uso en el sector anterior y posterior. Es importante resaltar que presentar un menor tamaño de las partículas produce una reducción de la contracción durante la polimerización, generando sobre las paredes del diente una menor flexión cúspide. (Meyer et al., 2003)

2.1.3.2 Según su consistencia. Donde encontramos una de alta viscosidad y otra de alta viscosidad.

A. Resinas de alta viscosidad. Estos tipos de resinas se denominan incorrectamente "condensables", debido a su alto porcentaje de cargas. Sin embargo, no se condensan porque no reducen el volumen cuando se presionan, solo proporcionan una alta viscosidad e intentan imitar la técnica de colocación de amalgama. En comparación con el material de viscosidad estándar, la consistencia de este material puede hacer que el área de contacto en la cinta matriz sea más uniforme en las restauraciones de Clase II. (Perry et al., 1999)

Un punto a considerar es la forma de polimerización porque se han obtenido mejores resultados utilizando técnicas de polimerización retardada. (Suh et al., 1998)

Otro aspecto importante a considerar es el uso de resina fluida como revestimiento para optimizar los resultados. Esta cuenta con bajo módulo elástico lo que le da una mejor fluidez, por lo que puede lograr una mayor humectabilidad y adaptabilidad, pudiendo usarse como un calmante para compensar el estrés de contracción de polimerización cuando se coloca sobre esta resina. (Loureiro et al., 2001)

B. Resina compuesta de baja viscosidad o fluida. Son resinas que reducen la proporción de cargas inorgánicas; y ciertas sustancias o modificadores de la reología (diluyentes) para obtener su viscosidad o fluidez. (Bayne et al., 1998)

Entre las ventajas incluyen: la alta potencial de humectación de la zona superficial dental para garantizar la difusión entre todas las anormalidades, ya que tiene capacidad de fluir en las socavaciones más pequeñas, además de que pueden formar un espesor de capa mínimo, evitando así que las burbujas de aire se atrapen (Olmez et al., 1997)

Como desventaja presenta una alta contracción de polimerización de aproximadamente 4% - 7%, y debido a su elasticidad elevada compensa el estrés inter facial. De otra manera, la mayoría de estos no son lo suficientemente radio opacos por lo que pueden causar confusión al determinar la caries recurrente. (Olmez et al., 1997)

2.1.4. Propiedades de la resina compuesta

2.1.4.1. Propiedades estructurales. Encontramos a la Textura superficial, Coeficiente de expansión térmica, Contracción de polimerización, Sorción Acuosa, Adsorción y Absorción, Propiedades Radiográficas. (Burgoyne et al., 1991)

A. Textura superficial. Se define como la igualdad de la superficie de la restauracion, en la resina compuesta, la fineza de la superficie se relaciona con el tamaño, número y tipo de partículas, seguidamente con el procedimiento correcto de pulido. La superficie áspera de una resina produce el depósito de placa bacteriana que resulta en un irritante especialmente en áreas proximas al tejido de las encías. (Burgoyne et al., 1991)

B. Coeficiente de expansión térmica. Es la variación del volumen de la restauración por cada cambio de temperatura. Cuando más próximo sea el coeficiente de expansión térmica al tejido dental, menor será la posibilidad de formar un espacio de borde entre el

diente y la restauración a medida que cambia la temperatura. (Leinfelder, 1991; Soderholm, 1984)

C. Contracción de polimerización. Este es un paso complicado en el que se crean fuerzas internas en el material, y al ser usado directamente en la pieza dental la fuerza interna se convierte en tensión. Según Chain y Baratieri. (2001), el estrés ocurre en la etapa de pre- gel o en la etapa de polimerización donde el material puede disiparse.

Las moléculas de la fase orgánica (monómero) se separan primeramente un aproximado de 4nm previo a polimerización en un trayecto. (Distancia de enlace secundario), cuando se polimeriza, entre sí y se establece un enlace covalente reduciendo la distancia a 1,5nm (distancia de enlace covalente). Esta "aproximación" o reposicionamiento tridimensional de los monómeros (polímeros) conduce a una disminución en el volumen del material. (Braga y Ferracane, 2004)

D. Sorción acuosa, adsorción y absorción. Se refiere a él volumen de agua que absorbe la restauracion de resina durante un tiempo y su expansión tridimensional relacionada ella. (Craig, 1998; Chaing, 1984)

E. Propiedades radiográficas. Es el requisito para los materiales de reparación de resina es incorporar componentes radioopacos como bario, zinc, etc, que pueden explicar más fácilmente la presencia de caries dental en torno a una restauración a través de radiografías. (Anusavice, 2004)

2.1.4.2. Propiedades estéticas.

A. Estabilidad del color. En términos generales vendría ser la resistencia a la variación cromática de un material. La resina compuesta cambia de color debido a manchas en la superficie y decoloración interna. Las coloraciones superficiales están relacionadas con la difusión de tintes, básicamente de alimentos y cigarrillos. La coloración interna se produce

debido al transcurso de la fotooxidación de algunas partes de la resina (como las aminas terciarias). (Miyagawa y Powers, 1983)

2.1.4.3. Propiedades mecánicas de la resina compuesta. La propiedad mecánica se define físicamente como una ciencia que estudia la fuerza y su impacto que producen en un cuerpo determinado. Por lo tanto, las propiedades mecánicas pueden ser definidas como una medida del potencial para aguantar la deformación o fractura de un objeto. (Skinner y Phillips, 2004)

Si determinada carga se ejerce sobre un objeto, resultará en una reacción de igual intensidad pero en la dirección contraria. Como resultado se produce una tensión interna que genera un efecto de acuerdo a la fuerza ejercida. En la cavidad bucal no es ajena a este fenómeno, las restauraciones constantemente están expuestas al estrés masticatorio. Estas fuerzas se ejercen sobre las piezas dentales así como también materiales de reconstrucción presente allí, produciendo deformaciones que terminan por afectar su longevidad en el tiempo. (Wang et al., 2003)

Estas fuerzas pueden presentarse en unidades de deformación o tensión, que pueden ser: 1) deformación elástica (límite proporcional, resiliencia y módulo de elasticidad); 2) deformación plástica (cuando se excede el límite proporcional, ejemplo, porcentaje de elongación y dureza), y; 3) una combinación de deformación elástica y plástica, como la tenacidad y el límite elástico convencional. (Skinner y Phillips, 2004)

La relación tensión-deformación de un material está relacionada con la determinación de sus propiedades mecánicas, y se expone por la gráfica de tensión-deformación curva que poseen todos los materiales, esta curva simboliza la resistencia del material a través de la deformación elástica y plástica. Por ello, cuando se libera la tensión durante el proceso de carga y no se promueve una distorsión permanente, enfrentaremos una elasticidad o distorsión reversible, fenómeno que se producirá hasta el punto límite máximo de tracción,

que se conoce como el límite proporcional, entonces podemos decir que en ese instante se produce una igualdad proporcional invariable entre el esfuerzo y la distorsión del material, lo que conoceremos como el módulo elástico o el módulo de Young, que revela la energía demandada para alterar el material hasta el límite proporcional..(Macchi, 2007)

Por ello, si la fuerza aplicada supera este punto, se genera una distorsión irreversible, que se denomina deformación permanente o plástica. Todos los materiales tienen una tenacidad reversible y permanente a la distorsión, y si se excede el límite de resistencia, se rompe, lo que representaría el valor de la resistencia final. (Wang et al., 2003)

Esto es aplicable para toda circunstancia clínica donde se producen un conjunto de fuerza que tienden a deformar el material restaurador. El noción y la definición de cómo se comportan estos materiales bajo tales fuerzas son importantes para entender su rendimiento al ser sometidas a las fuerzas de oclusión funcionales. Las propiedades mecánicas que se analizan en una resina compuesta son. (Macchi, 2007)

- ♣ Resistencia a la Compresión
- ♣ Resistencia a la Tracción
- ♣ Resistencia a la fatiga
- ♣ Módulo de elasticidad
- ♣ Resistencia al Desgaste
- ♣ Dureza Superficial
- ♣ Resistencia a la flexión

Esto se analiza considerando que el material debe acercarse a los niveles de resistencia natural de una pieza dental, para así tener una restauración mucho más cercana ala fisiología de los tejidos dentarios (De la Torre, 2016).

A. Resistencia a la fatiga. La trituración en boca normal produce varios de ciclos de fuerza en la restauración dental todos los días. Bajo el efecto de estas fuerzas que se presentan relativamente bajas pero de manera intermitente, el rendimiento de la resina compuesta, mostrará resistencia a la fatiga y no se agrietará. Debido a ello, el límite de fatiga es la tensión máxima que se puede sostener sin ruptura un material sometido a ciclos infinitos. Para un material con una superficie rugosa, el límite de fatiga está disminuido en comparación superficie más pulida por lo que la fractura se produce en un ciclo de fuerza menor. (Skinner et al., 2004)

B. Resistencia compresiva. Dado que la mayor parte de la fuerza de trituración es de naturaleza compresiva, es por eso que resulta relevante analizar los materiales bajo estas circunstancias. La fuerza de compresión ocurre en igual dirección y en la dirección contraria, apretando así el objeto que actúa sobre él y reduciendo su extensión. Para ensayar la resistencia compresiva del material, se emplean dos fuerzas axiales a la muestra en direcciones opuestas para acercar la estructura molecular del material. (Wang et al., 2003)

C. Resistencia a la tracción. La potencia de tracción es causada por la carga en la misma dirección y en la dirección opuesta, que tiende a estirar el cuerpo, provocando una distorsión por tracción. Las fuerzas de tracción puras en la cavidad oral, son pocas, pero son fuerzas que se generan cuando se dobla la estructura. (Skinner y Phillips, 2004)

Si un objeto se somete a una carga axial y en dirección opuesta, se genera estirón, la resistencia a esta carga se llama resistencia a la tracción y el cambio de amplitud producido por la aplicación de tensión en este cuerpo antes de que el cuerpo se rompa se es conocido como alargamiento. La curva que es descrita por la tensión-deformación describe el rendimiento de un material bajo un rendimiento de tracción. De acuerdo a esta curva se puede registrar el módulo elástico, la resistencia a la tracción máxima, la tenacidad y elasticidad del material. (Wang et al., 2003)

D. Módulo de elasticidad. Describe la rigidez referente de un material. En la curva tensión-deformación se puede corroborar que el espacio entre la deformación elástica y plástica, en el momento antes de la fractura muestra el módulo de elasticidad. (Macchi, 2007)

E. Resistencia a la abrasión. Debido a la fricción con la estructura del diente, bolas de alimentos o componentes como cerdas y palillos de dientes, el material tiene la destreza de resistir el desgaste de superficie. No tiene un efecto instantáneo pero produce alteración de la morfología dental reduciendo así la longevidad de la restauración. Esto es según la morfología, dimensiones y cantidad de las partículas de relleno, así como de la posición y la relación oclusal de la restauración en el arco dental. Consecuentemente a más porcentaje de relleno, mínimo tamaño y mayor la dureza de la partícula, por lo tanto menor será la abrasividad de la resina (Sharon y Zambrano, 2013)

F. Dureza superficial. La dureza de un material depende de su capacidad para resistir rasguños. Puntas de diamante son generalmente usadas para las pruebas de dureza superficial sometiéndolas a una carga fija. (Skinner y Phillips, 2004)

G. Resistencia a la flexión o flexural. Es la fuerza por unidad de área al momento de la fractura en un espécimen de prueba expuesto a la carga de flexural. (Garzón, 2016)

Por lo tanto es la resistencia que ofrece un material al ser flexado, al recibir una fuerza en su centro flexionándolo hasta su posterior fractura, de manera que obtenemos su máxima flexibilidad antes de su límite proporcional. (Fernández, 2016)

Así se puede considerar que la tensión que actúa sobre la superficie superior es la tensión de compresión, y la tensión que actúa sobre la superficie inferior es la tensión de tracción. Así, cuando el material no puede alcanzar el equilibrio entre estas tensiones, se romperá y la carga máxima antes del momento será la resistencia a la flexión del material. (Palacio, 2014)

Las reconstrucciones y, comprensiblemente, los dientes están en constante exposición a fuerzas tangenciales, de compresión, de tracción y sobre todo de flexión. La fractura donde determinamos la resistencia a la flexión, integra el estudio de tensiones complejas, es decir, la combinación de todos los tipos de tensiones fundamentales. (Hernández, 2011)

En base a lo anterior, el material seleccionado debe tener flexibilidad y resistencia a la flexión adecuados para poder deformarse sin dislocarse ni fracturarse. Clínicamente, se debe considerar el estrés generado en el material por la aplicación de la fuerza de mordida. En la mordida, la fuerza promedio es de aproximadamente 70-90 Newton (Lanata, 2008)

2.1.5. Resistencias originadas por cargas

Se puede describir dos eventos relacionados a la mecánica de los materiales que son aplicables en operatoria dental, de manera que si se tiene un cuerpo rectangular puede ser expuesto a dos tipos de cargas: axiales y transversales.

- Cargas axiales: Traspasa por el centro del área sobre la cual es aplicada y es paralela al eje principal.

- Cargas transversales: Pasa perpendicular al eje principal del cuerpo. Cuando una carga se emplea de manera perpendicular al eje principal de un cuerpo rectangular o viga produce algunos problemas mecánicos completamente diferentes. (Barrancos, 2006)

Tipos de Viga

Son de dos tipos: la viga simple, que sólo está apoyada en sus soportes, y la viga empotrada, cuyos extremos se encuentran firmemente fijos en sus soportes.

- Tensiones en una viga simple:

Llamaremos a una viga rectangular simple donde sus extremos están apoyados por un punto de soporte en cada lado. La fuerza vertical se aplicará al centro de la viga: por lo que la

viga se retuerce bajo dicha carga y se dobla en toda su longitud. La zona superior se vuelve cóncava, de menor dimensión que la zona inferior mientras que la zona central no cambiará su longitud. Esto significa que el material que forma la viga se comprimirá en la zona superior presentándose hundida y mientras se estirará en la parte inferior presentándose una prominencia. Mientras la distancia del área central neutral a la superficie aumenta, aumenta también esta compresión o tracción. (Barrancos, 2006)

Por ello decimos la resistencia flexural de un material se relaciona directamente con la capacidad de aguante a la curvatura. Así mismo esta evaluación es conocida también como resistencia a la flexión o resistencia horizontal y, para obtener resultados respecto a un material, en este tipo de prueba, se aplica una fuerza perenne en el centro de la barra que es soportada por dos extremos hasta que la muestra se rompa, todo este proceso ocurre en un dispositivo para ensayos universales Se genera una tensión de compresión en la zona de incidencia de la fuerza, y se genera una tensión de tracción en el lado opuesto. El tamaño estandarizado de este espécimen producido por la Organización Internacional de Normalización (ISO) es de 25mm extenso, 2mm de grosor y 2mm de ancho. (Reis y Dourado, 2012)

2.1.6. Resistencia microflexural

La resistencia a la microflexión (μ -FS) puede predecir el rendimiento mecánico de un material y es más relevante clínicamente porque las dimensiones de la muestra son más pequeñas, lo que permite un curado de una sola vez, en comparación con la ensayo de resistencia flexural realizada según la Normas ISO 4049 direcciones opuestas.(Al-ZAin y Platt, 2021)

2.1.7 Polimerización adicional

Para eliminar la mayoría de problemas relacionados con la tecnología de resinas compuestas directas, en la literatura se describen procedimientos de restauración indirectos y métodos de polimerización complementarios, con la finalidad de optimizar las propiedades mecánicas y físicas de las resinas compuestas para obtener de esta manera un excelente rendimiento clínico, métodos de polimerización complementarios u otros, se han llevado a cabo entre ellos estudios como: polimerización térmica o calor seco (horno de esterilización), incandescencia neumática o calor húmedo (autoclave), calentamiento del sistema de iluminación (Caja de luz), ondas electromagnéticas (microondas) y equipos neumáticos hidráulicos. (Gomes et al., 2008)

Es bien sabido que los materiales compuestos tienen una base orgánica en su composición, en la que el proceso de polimerización se genera por una reacción química que se produce cuando se expone a la luz de la lámpara. Este proceso se llama fotopolimerización y acorta la distancia entre los monómeros existentes, formando así radicales libres y enlaces covalentes entre los átomos de carbono, lo que conduce al origen de polímeros. (Lanata, 2008).

Existen varios autores entre los que tenemos Gonçalves et al. (2006) citado por Palacio (2014); Gomes et al. (2008); De la Torre (2016); Cruz et al. (2014); Miyazaki et al. (2009) que mencionan que después de un fotocurado convencional para restauraciones indirectas es posible someter a tratamiento de calor a dicha restauración con la finalidad de potenciar todas sus propiedades.

A través de la polimerización térmica adicional, las mejoras en la resina pueden explicarse de la siguiente manera: cuando se calienta a una temperatura cercana a la de la transición vítrea de la interfaz del polímero, aumenta el grado de conversión de la resina, por

efecto de la mayor movilidad del monómero libre y la mayor flexibilidad de la cadena de polímero lo que da como resultado 36 nuevas reacciones en los radicales libres activados. Un tiempo más largo reducirá las propiedades mecánicas o hará que la resina se decolore, lo que producirá el efecto contrario, por lo que no es recomendable. (Cruz et al., 2014)

Además la polimerización adicional por tratamiento térmico es que la evaporación de la parte orgánica en la matriz es de aproximadamente 1.3%, y la liberación de monómeros libres se reduce, lo que resulta en una menor composición del material, de malas propiedades mecánicas del material pero con una mayor biocompatibilidad, ya que el monómero libre es la sustancia ácida y tóxica de los tejidos vivos. Se han propuesto microondas, estufas y autoclaves como técnicas de tratamiento de post-polimerización con calor. (Cruz et al., 2014)

2.1.7.1 Termopolimerización adicional de los sistemas indirectos de resina Compuesta. Hoy en día, un método muy usado es la restauración indirecta, esta, al confeccionarse fuera de la cavidad oral, muchos autores intentan optimizar las propiedades mecánicas y físicas del material proporcionando un fotocurado o un tratamiento térmico adicional para aumentar la resistencia a la fuerza de oclusión. (De la torre, 2016)

2.1.7.2 Sistemas foto activados con polimerización complementaria por calor. Las propiedades con un curado térmico después del fotocurado adicional puede optimizar la resistencia a la abrasión, degradación de los bordes, lo que está asociado con la activación inicial de la luz, en la activación térmica se usa en la polimerización complementaria mediante calor, presión o vacío. (Reis y Dourado, 2012)

En este tipo de sistema primero, se usa la luz para la polimerización, y a continuación se calentará a 100°C aproximadamente o más durante aproximadamente 8 a 15 minutos lo que permitirá proporcionar el calor adecuado para activar el estímulo iniciador. (Rodríguez et al., 2008)

En términos generales una termopolimerización adicional es la técnica de aplicar calor a la restauración indirecta luego de que esta haya sido polimerizada convencionalmente

La termopolimerización complementaria, es el proceso de aplicar calor a una restauración indirecta luego de que esta haya sido polimerizada de manera convencional. Entre el medio para poder llevar este proceso están: Hornos específicos, Horno convencionales, microondas, autoclave, agua en ebullición, aplicación de nitrógeno en un vacío. (Palacio, 2014; Gomes et al., 2008; De la Torre Maldonado, 2016; Cruz et al., 2014; Miyazaki et al., 2009)

III. MÉTODO

3.1 Tipo de investigación

- ♣ Por el número de variables: **Analítico** porque se establecerá una relación comparativa de los resultados del grupo control frente a los del grupo experimental.
- ♣ Por la cantidad de mediciones: **Transversal** porque la medición de la variable se realizara una sola vez en el tiempo.
- ♣ Según la planificación de la recolección de datos: **Prospectivo** porque el investigador obtendrá nuevos datos a futuro.
- ♣ Por la intervención de investigador: **Experimental** porque el investigador manipulará las variables.

3.2 Ámbito temporal y espacial

Este estudio experimental *in vitro*, aleatorizado y controlado se ejecutó en el consultorio San Pedro y laboratorio “High Technology Laboratory Certificate”, bajo la supervisión del asesor. (Anexo O) (Anexo H)

3.3 Variables

3.3.1 Variable dependiente

-Resistencia microflexural de las resinas compuesta.

3.3.2 Variable independiente

- Tratamiento térmico
- Tipo de resina compuesta

3.3.3 Operacionalización de variables

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	INDICADOR	Tipo de variable	ESCALA	VALORES
Tratamiento térmico (variable independiente)	Aplicación de calor para realizar post polimerizado de la resina compuesta (Grazioli et al., 2019)	Aplicación de calor seco	Horno de calor seco	Cualitativa	Nominal / dicotómica	Con tratamiento térmico = 1 Sin tratamiento térmico = 2
RESINA COMPUESTA DIRECTA (variable interviniente)	Material sintético compuesto por moléculas de elementos variados, utilizado como restaurador de piezas dentales (Adela Hervás	Resinas compuestas fotopolimerizable de aplicación directa	Marca de la resina	Cualitativa	Nominal / Politómica	Tetric N-Ceram (Ivoclar) = 1 Filtek Z250 = 2 Filtek Z350 XT = 3

	García, 2006).					
RESISTENCIA MICROFLEXURAL (variable dependiente)	rendimiento mecánico de un material ante una fuerza de flexión con las dimensiones de la muestra son más pequeñas.(Al-Zain, y Platt, 2021)	Valor de la resistencia que ofrece la barra de resina hasta que se fractura.	Máquina de ensayos universales CMT-5L	Cuantitativa	Razón / continua	0 –x Mpa

3.4 Población y muestra

3.4.1 Unidad de análisis

Barra de resina compuesta de 6x2x1

3.4.2 Tamaño de muestra

Se estandarizó y confeccionó una muestra total de 70 bloques de resinas compuestas. El tamaño de muestra por grupo fueron 10 bloques de resina compuesta ($n = 10$), y se calculó en base al análisis de la varianza de una vía en el software estadístico G*Power versión 3.1.9.7; siendo esto posible, gracias a los datos obtenidos en un estudio piloto anterior con 7 grupos y 5 unidades muestrales por grupo, considerando un nivel de significancia (α) = 0.05 y un poder estadístico $(1-\beta) = 0.80$, y un tamaño de efecto de 0.48. (Anexo N)

3.4.3 Tipo de muestreo

Muestreo Aleatorio simple sin reposición.

3.4.4 Muestra

La muestra estuvo conformada por 70 barras de resina compuesta de 6x2x1

3.4.5 Criterios de selección

3.4.5.1 Criterios de inclusión. Mencionados a continuación.

- Barras que cumplan con la medida establecida.
- Barras que tengo una consistencia compacta libre de burbuja o espacios huecos.
- Barras de la casa comercial que indica la investigación.
- Barras confeccionadas con resina que estén dentro de la fecha de uso.
- Barras sin objetos extraños en su interior.

3.4.5.2 Criterios de exclusión. Mencionados a continuación.

- Barras con machas u cuerpos extraños en su interior.
- Barras fuera de la longitud indicada por el estudio.
- Barras con burbujas o de incompleta.
- Barras echas con resina de otras casas comerciales que no indica en el estudio.
- Barras confeccionadas con resinas vencidas.

3.5 Instrumentos

-Se utilizó una Maquina de ensayos universales CMT- 5L marca LG para medir la resistencia flexural con su respetivo certificado de calibración. (Anexo J)

3.6 Procedimientos

La ejecución del proyecto se realizó en un laboratorio en óptimas condiciones, se calculó la resistencia microflexural de tres resinas de uso directo Filtek Z350XT (3M ESPE, Maplewood, MN, EE. UU.) y Tetric N-Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) resinas compuestas nanohíbridas de uso directo, así como muestras del microhíbrido de uso directo Filtek Z250 (3M ESPE, Maplewood, MN, EE. UU.) Resinas compuestas, se utilizaron para el presente estudio. Se utilizaron como controles muestras del cerómero SR Nexco (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (ANEXO A)

Todas las muestras utilizadas fueron de color A2. Estas fueron preparadas con moldes estandarizados de 6mm de largo, 1 mm de grosor y 2 mm de ancho. (Al-zain y Platt, 2021; Yap et al., 2019; Eshmawi et al., 2018)

La resina compuesta se aplicó dentro del molde estandarizado (sobre una lámina porta objeto de vidrio) con una espátula de teflón al completar el relleno fue cubierta con una tira de poliéster y sobre ella se aplicó una ligera presión con otra lámina portaobjeto de vidrio

para obtener una superficie lisa y retirar los excesos. Acto seguido, en contacto sobre la tira de poliéster (0.05 mm de espesor) a una distancia de 2mm entre la punta de la guía de luz y la superficie de la resina en un ángulo de 90° se fotopolimerizó por 20 segundos, en el centro con la lámpara LED (*Light Emitting Diode*) de fotocurado de 3ra generación (Valo - Ultradent, South Jordan, UT, USA) a una intensidad de luz de 1000 mW/cm². (Anexo D)

Las muestras fueron medidas con un Vernier digital (Mitutoyo, Kawasaki, Kanagawa, Japan). Luego se distribuyeron las muestras de cada tipo de resina en dos grupos (Anexo B), dentro del cual a uno de los grupos se le aplicó tratamiento térmico adicional en calor seco en un horno a 170°C por 5 min (Anexo E); mientras que al otro grupo permanecerá solo con el fotocurado convencional de 20 segundos con lámpara de fotocurado.

La resina indirecta Nexco (Ivoclar) sera procesada de la misma manera con luz de foto curado por 20 segundos, adicional recibirá su tratamiento de fotocurado adicional en la cámara de fotocurado Lumamat 100 de Ivoclar

Posteriormente todas las muestras serán almacenadas por 24 horas en frascos oscuros con agua destilada a 37°C (Anexo F), pasado el tiempo de almacenado serán retiradas para la evaluación de la resistencia flexural la máquina de ensayo universal CMT-5L marca LG (Anexo G) con la técnica de los tres puntos en, con una celda de carga de 2000 N a una rapidez de 1 mm/min, donde los especímenes se colocaron sobre un soporte a 20 mm de distancia entre las horquillas y a 4mm de en los soportes.(Anexo I)

Con los datos en Kg/N (carga máxima aplicada a los especímenes), se empleará la fórmula para establecer la resistencia flexural de los especímenes, la cual se enuncia en Mpa .La fórmula para calcular la resistencia a la flexión es:

$$S = \frac{3WI}{2bd^2}$$

Dónde:

S = Resistencia a la flexión

I = Distancia entre los soportes

W = Carga máxima antes de la fractura

b = Ancho de la muestra

d = Profundidad de la muestra

Las unidades son fuerzas por unidad de superficie (Mpa). Luego de esta conversión, los datos serán introducidos a las fichas de recolección de datos. (Anexo K)

Todo el proceso de ejecución se llevó a cabo bajo la supervisión del ingeniero encargado del laboratorio y del tesista.

3.7 Análisis de datos

Los resultados fueron anotados el cuadro de recolección de datos (anexo K) y luego se pasó a una hoja de Microsoft Excel 2019[®] y estos fueron importados por el programa SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences* Inc. IBM, NY, USA) versión 24.0. Para el estudio descriptivo se empleó medidas de tendencia central y dispersión, como la media y la desviación estándar. Para contrastar la hipótesis, se realizó previamente la verificación de los supuestos estadísticos de la variable de interés, a saber, la prueba de normalidad de Shapiro Wilk, la prueba de homocedasticidad de Levene y la prueba de aleatoriedad mediante el test de Wald - Wolfowitz. Dependiendo del cumplimiento de supuestos, se tomó la decisión de aplicar la prueba paramétrica de ANOVA con un factor intergrupos con su post hoc de Tukey (para los grupos sin tratamiento térmico) y la prueba no paramétrica de Kruskal Wallis con su post hoc de Bonferroni (para los grupos con tratamiento térmico). Además, para la comparación de grupos independientes por cada tipo de resina, con y sin tratamiento térmico, se utilizó la prueba U Mann Whitney. En todas las comparaciones se consideró un nivel de significancia de $p < 0.05$. (Anexo L) (Anexo M)

3.8 Consideraciones éticas

El presente estudio fue experimental, realizado utilizando muestras que constaron de barras de resina compuesta por lo que no fueron necesario permisos, consentimiento informado o algún otro permiso que si se requieren al realizar estudios con seres vivos.

Del mismo modo en la presente investigación se respetaron los derechos de autor citando respetivamente cada referencia tomada. Así mismo los resultados obtenidos cuentan con la objetividad correspondiente, sin ninguna finalidad de beneficiar a alguna de casa comercial de manera que se aporta información confiable útil para el desarrollo de la odontología.

IV. RESULTADOS

Al comparar los valores de la resistencia microflexural que presentan entre las resinas compuestas Filtek Z350, Tetric N-Ceram y Filtek Z250 sin tratamiento térmico adicional en calor seco, se puede observar diferencias significativas entre los grupos ($p < 0.001$), incluyendo el grupo control. Además, se pudo apreciar que la media obtenida por todas las resinas compuestas de uso directo fue superior al grupo control; siendo la resina Filtek Z250 quien obtuvo los valores más elevados de resistencia microflexural. (Tabla 1).

Tabla 1

Comparación de la resistencia microflexural sin tratamiento térmico, según el tipo de resina.

Tipo de Resina	N	Media	DE	EE	IC 95%		Mín	Máx	p-valor ^a
					LI	LS			
Tetric N-Ceram	10	88.17	6.06	1.92	83.83	92.51	80.22	100.97	
Filtek Z250	10	121.32	9.74	3.08	114.35	128.29	104.96	136.22	
Filtek Z350 XT	10	111.62	12.45	3.94	102.71	120.52	92.39	135.93	.001*
SR Nexco Paste (control)	10	86.06	14.34	4.54	75.80	96.32	68.41	109.19	

Nota. n: muestra; DE: Desviación Estándar; EE: Error Estándar; IC 95%: Intervalo de Confianza al 95%; LI: Límite Inferior; LS; Límite Superior; Mín: Valor mínimo; Máx: Valor máximo; a: Prueba de ANOVA de un factor intersujetos (* $p < 0.05$: diferencias significativas).

Al realizar las comparaciones múltiples entre los grupos de resinas compuestas y el grupo control, sin tratamiento térmico, se pudo observar diferencias significativas entre la resina Tetric N-Ceram con la resina Filtek 3M Z250 ($p < 0.001$) y con la Filtek Z350 XT ($p < 0.001$). De la misma forma se pudo observar diferencias significativas entre el grupo control con la resina Filtek Z250 ($p < 0.001$) y la resina Filtek Z350 XT ($p < 0.001$). No hubo diferencias significativas entre la resina Tetric N-Ceram y el grupo control. (**Tabla 2**).

Tabla 2

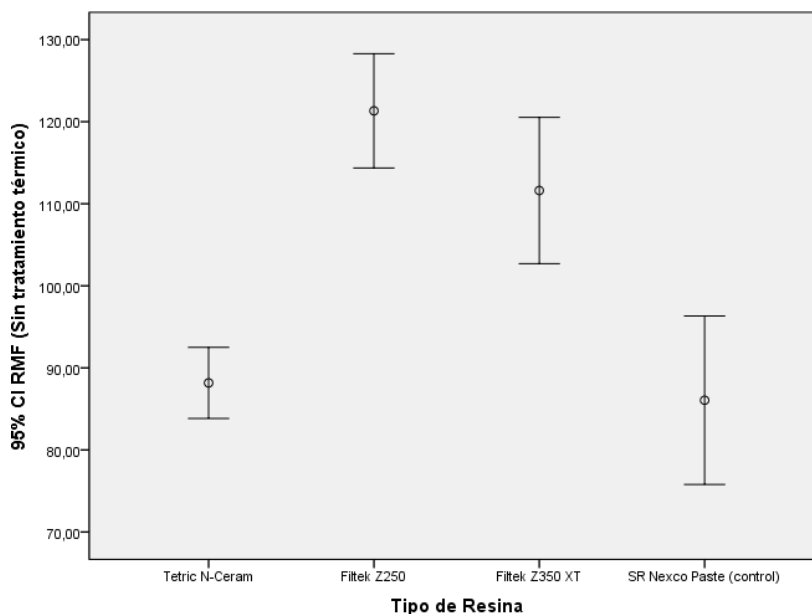
Comparación múltiple entre tipos de resina sin tratamiento térmico, según prueba Post Hoc de Tukey.

Prueba de Tukey	Filtek Z250	Filtek Z350 XT	SR Nexco Paste (control)
Tetric N-Ceram	<0.001*	<0.001*	0.974
Filtek Z250	-	0.223	<0.001*
Filtek Z350 XT	0.223	-	<0.001*

Nota. * $p < 0.05$: diferencias significativas

Figura 1

Comparaciones múltiples de la media con su intervalo de confianza al 95%, de la resistencia microflexural entre los tipos de resina, sin tratamiento térmico.



Nota. Se puede apreciar que las resinas Filtek 3M Z250 y Filtek 3M Z350 XT, presentaron significativamente mayor resistencia microflexural respecto a la resina Tetric N-Ceram y el grupo control.

Al comparar los valores de la resistencia microflexural que presentan las resinas compuestas Filtek Z350, Tetric N-Ceram y Filtek Z250, con tratamiento térmico adicional en calor seco, se pudo observar diferencias significativas entre los grupos ($p < 0.001$), incluyendo el grupo control. Además, se pudo apreciar que la media obtenida por todas las resinas compuestas de uso directo fue superior al grupo control; siendo la resina Filtek Z250 quien obtuvo los valores más elevados de resistencia microflexural. (**Tabla 3**).

Tabla 3

Comparación de la resistencia microflexural con tratamiento térmico, según el tipo de resina.

Tipo	de	N	Mediana	RIQ	Media	DE	Mín	Máx	p-valor^a
Resina									
Tetric	N-	10	95.86	10.9	95.06	6.78	80.78	101.75	<0.001*
Ceram				4					
Filtek Z250		10	143.36	39.7	137.27	24.43	103.18	181.73	
				7					
Filtek Z350		10	136.55	13.3	134.85	13.99	104.33	152.81	
XT				4					
SR	Nexco	10	81.11	24.4	86.06	14.34	68.41	109.19	
Paste				7					
(control)									

Nota. n: muestra; RIQ: Rango intercuartil (P75 – P25); DE: Desviación Estándar; EE: Error Estándar; IC 95%: Intervalo de Confianza al 95%; LI: Límite Inferior; LS; Límite Superior; Mín: Valor mínimo; Máx: Valor máximo; a: Prueba H de Kruskal - Wallis (*p<0.05: diferencias significativas).

Al realizar las comparaciones múltiples entre los grupos de resinas compuestas directas y el grupo control, con tratamiento térmico, se pudo observar diferencias significativas entre la resina Tetric N-Ceram con la resina Filtek Z250 (p= 0.003) y con la Filtek Z350 XT (p= 0.006). De la misma forma se pudo observar diferencias significativas

entre el grupo control con la resina Filtek Z250 ($p < 0.001$) y la resina Filtek Z350 XT ($p < 0.001$). Además, la resina Tetric N-Ceram no presentó diferencias significativas con el grupo control. (**Tabla 4**).

Tabla 4.

Comparación múltiple entre tipos de resina con tratamiento térmico, según prueba Post Hoc con corrección de Bonferroni.

Prueba Post Hoc	Filtek Z250	Filtek Z350 XT	SR Nexco Paste (control)
Tetric N-Ceram	0.003*	0.006*	1.000
Filtek Z250	-	1.000	<0.001*
Filtek Z350 XT	1.000	-	<0.001*

Nota: * $p < 0.05$: diferencias significativas

Al realizar el análisis individual entre los grupos de resina, sin y con tratamiento térmico, se pudo observar que las resinas nanohíbridas Tetric N-Ceram y la Filtek Z350XT presentaron diferencias significativas en su resistencia microflexural ($p = 0,023$ y $p = 0,004$; respectivamente). (**Tabla 5**).

Tabla 5.

Comparación de la resistencia microflexural, sin y con tratamiento térmico, según el tipo de resina.

Tipo de Resina	Tratamiento	n	Mediana	RIQ	Z	U	p-valor^a
Tetric Ceram	Sin	10	86.59	8.22	-	20.0	0.023*
	Con	10	95.86	10.94	2.269	0	
Filtek Z250	Sin	10	120.84	14.85	-	32.0	0.174
	Con	10	143.36	39.77	1.361	0	
Filtek Z350 XT	Sin	10	111.00	15.45	-	12.0	0.004*
	Con	0	36.55	3.34	2.873	1	

Nota. n: muestra; RIQ: Rango intercuartil; Z: aproximación a la distribución normal; U: Prueba U de Mann Whitney (*p<0.05: diferencias significativas). No se comparó el grupo control puesto que SR Nexco Paste solo se utiliza con tratamiento térmico.

V. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Diferentes estudios como: Loyola-García et al. (2019); Sezin et al. (2018); Bonilla et al. (2017); Bahari et al. (2021), han evaluado la resistencia flexural de una resina de uso directo siguiendo los lineamientos de la *International Organization for Standardization (ISO)4049-2019*.(Comité técnico de CTN 106 Odontología, 2019)

Donde sugieren una dimensión geométrica cuya unidad de análisis (barra de resina) no se ajusta a la realidad clínica, lo que podría generar cierta controversia en los resultados. Yap et al. (2018) concluyeron en su estudio que los test de microflexión en resinas compuestas dieron mayores valores que los test de flexión independientemente del medio acondicionante ya sea con aire o saliva artificial; por tanto, el emplear el test microflexural resulta prometedor como reemplazo del test flexural en vista de su relevancia clínica y mayor eficiencia. (Yap et al., 2018)

En este estudio y otras investigaciones se han encontrado buenos resultados al evaluar la resistencia microflexural utilizando un bloque de resina de menor tamaño con dimensiones de 6x1x2mm debido a que representan mejor el tamaño de una restauración indirecta. (Al-Zain y Platt, 2021; Al-Zain y Marghalani, 2020; Yap et al., 2018)

Así mismo estas dimensiones permiten el fotocurado en un solo momento, en comparación con los bloques de resina que se utilizan para los test de resistencia a la flexión (25x2x2mm) recomendado por el ISO 4049-2019 descrito por el Comité técnico de CTN 106 Odontología, (2019) ya que los bloques de resina se fotopolimerizan en múltiples ciclos dando como resultado que ciertas áreas de la resina reciban una mayor irradiación, lo que puede afectar la uniformidad de la polimerización y por ende sesgar los resultados.(Al-Zain y Platt, 2021; Al-Zain y Marghalani, 2020) Esto es concordante con Sabry et al.(2017), ya que reportaron que la dimensión de la muestra y la distancia de fotocurado afectan

significativamente los valores de resistencia a la microflexión, ya que las muestras al ser más grandes que la punta de la lámpara requieren múltiples disparos para fotocurar.

La resistencia a la microflexión puede sufrir cambios no solo por el tipo de test que se emplea sino también por otros factores externos e internos que afectan la eficacia de la polimerización. (Yap et al., 2018) Los factores externos que están relacionados con la técnica del operador son, tiempo de fotopolimerización, la exposición a temperatura elevada posterior a su fotopolimerización y las características de la unidad de fotocurado, incluida la distancia entre la punta de la guía de luz y la superficie de la restauración. (Al-Zain y Platt, 2021; Al-Zain y Marghalani, 2020)

Los factores internos que afectan la eficacia de la polimerización están relacionados con las propiedades y la composición de la resina, por ejemplo el monómero, el sistema fotoiniciador, los niveles de concentración, el tipo y tamaño del relleno, así como el tono y los pigmentos. (Al-Zain y Marghalani, 2020; Sabry et al., 2017).

Al-Zain y Platt, (2021) en su estudio evaluaron el factor de la distancia en el fotocurado sobre la resistencia microflexural de las resinas compuestas Filtek Z250 y Tetric Evoceram, siendo ésta última una resina de características muy similares a la Tetric N- Ceram, concluyendo que la fotopolimerización a distancias de 2 u 8 mm de la superficie de la resina no afectó significativamente la resistencia a la microflexión; por lo que las muestras de 1 mm de espesor pueden haber permitido que la luz llegara al fondo de cada bloque resina lo que resultó en una resistencia favorable y por lo tanto podría indicar indirectamente una polimerización satisfactoria. (Eshmawi et al., 2018)

Por otra parte, la distancia a 0 mm generalmente no se puede lograr clínicamente, ya que la distancia entre la punta de la lámpara y el piso gingival de una caja proximal puede alcanzar hasta 8 mm de distancia, por ello, la distancia de 0 mm no es clínicamente relevante.

(Al-Zain y Marghalani, 2020) A razón de estos hallazgos es que se decidió fotocurar en esta investigación a una distancia de 2 mm.

Se ha reportado que la exposición de la restauración compuesta a métodos de termopolimerización adicional por calor seco o húmedo permite una mayor eficacia de la microdureza, la resistencia a la flexión, la tenacidad a la fractura, la resistencia al desgaste, aumento de la fuerza de tracción y una mayor estabilidad del color en el tratamiento de restauración. (Loyola-García et al., 2019; Grazioli et al., 2019; Cruz et al., 2014) Además, la termopolimerización adicional da como resultado una mayor conversión de monómeros en cadenas poliméricas estables. (Al-Zain y Platt, 2021; Al-Zain y Marghalani, 2020)

Cabe precisar que en este estudio se aplicó termopolimerización adicional en calor seco a 170°C por 5 min y no el método mediante autoclave calor húmedo, ya que según lo reportado por Loyola-García et al. (2019) y Bunz et al. (2021) en sus estudios concordaron que el agua disminuía las propiedades de las resina Filtek Z350XT hasta en un 36.4%, esto se puede deber a que al colocar la resina en agua para exponerlas al proceso de termopolimerización, sus propiedades se ven afectadas por la correlación de la absorción y solubilidad que posee la matriz orgánica de las resinas compuestas. (Sharafeddin et al., 2015)

Otra razón que reforzó la idea de utilizar calor seco en horno para la termopolimerización adicional de las resinas, es que este equipo suele estar presente en el consultorio dental y ofrece ventajas en términos de costos en comparación con el procesamiento de restauraciones indirectas. (Da Silva et al., 2021; Almeida-Chetti et al., 2014). Además, se ha reportado que la exposición de una resina compuesta por calor seco tiene efectos positivos, por ejemplo aumenta la temperatura interna del material por encima a los 100°C mejorando sus propiedades físicas y mecánicas, debido a una mayor movilidad de los monómeros que no han reaccionado en la red polimérica, como menciona Santana et al., (2009), lo que lleva a un mayor grado de conversión de la matriz de 80 a 85% según Ribeiro

et al. (2012) y mayor densidad de entrecruzamiento de la red e incluso algún grado de relajación del estrés de polimerización, ya que algunos de los monómeros que no han reaccionado se volatilizan durante el proceso de calentamiento, favoreciendo una mayor estabilidad y dureza de la resina compuesta. (Grazioli et al., 2019; Ribeiro et al., 2012)

Al comparar los grupos de resina, se pudo observar que la resina microhíbrida Z250 y la nanoparticulada Filtek Z350XT aumentaron significativamente sus valores de resistencia microflexural cuando se le aplicó termopolimerización adicional por calor seco, siendo esto concordante con lo obtenido por Grazioli et al. (2019), Almeida-Chetti et al. (2014) y Ribeiro et al., (2012) La presencia de partículas de zirconio y sílice encontradas en el contenido en las resinas compuestas como Filtek Z250 y Filtek Z350XT hacen posible mejorar las propiedades mecánicas de estos materiales. (Al-Zain y Marghalani, 2020)

El efecto de activación térmica adicional sobre la resistencia microflexural dependen principalmente de su composición, ya que el BIS-GMA (Bisfenol glicidil metacrilato) presente en la resina Filtek Z250 y Filtek Z350 tienen un bajo grado de conversión debido a sus características de alto peso molecular, alta viscosidad y baja flexibilidad; pero la adición de monómeros diluyentes con mayor flexibilidad, como EGDMA (Dimetilacrilato de etilenglicol) o TEGDMA (Dimetilacrilato trietilenglicol), mejora la movilidad de Bis-GMA y su tasa de conversión de polimerización.(Ribeiro et al., 2012)

Otra alternativa a Bis-GMA es el monómero UDMA (Dimetilacrilato de uretano) incluido en las resinas Filtek Z250 y Filtek Z350XT, posee un peso molecular similar, pero con viscosidad más baja que Bis-GMA. (Almeida-Chetti et al., 2014; Santana et al., 2009; Ribeiro et al., 2012). Adicionalmente, la presencia de partículas de zirconio y sílice encontradas en el contenido en las resinas compuestas como Filtek Z250 y Filtek Z350XT hacen posible mejorar las propiedades mecánicas de estos materiales. (Al-Zain y Marghalani, 2020)

Las resinas compuestas indirectas de laboratorio como SR Nexco® empleada en este estudio como grupo control presentó un grado de conversión menor debido a que se constituye de un monómero de tetraacrilato en la formulación del material. (Schwartz et al., 2017) Los acrilatos son conocidos por su alta reactividad y la presencia de muchos grupos funcionales pudiendo conducir a la vitrificación del polímero y al inicio de la autodesaceleración de la polimerización, lo que podría explicar la baja resistencia microflexural observada, en comparación con las resinas compuestas de uso directo. (Salgado et al., 2017)

En esta investigación, se foto polimerizaron las resinas compuestas con una lámpara de luz LED de tercera generación a una potencia de $1000\text{mw}/\text{cm}^2$ durante 20 segundos a 2 mm de distancia, ya que se ha reportado que este tipo de lámparas permite la activación de los fotoiniciadores como la canforquinona (CQ) contenida en las resinas Filtek3M Z250 y Filtek 3M Z350 XT y Lucirin TPO (Óxido monoacilfosfina) incluida en la resina Tetric N- Ceram. (Meléndez et al., 2021; Cayo-Rojas et al., 2021; Al-Zain y Marghalani, 2020), atribuyeron como factor influyente al sistema fotoiniciador argumentando que la CQ se activa con la exposición a longitudes de onda de luz azul más largas y la TPO es altamente reactiva con una alta absorción y se activa con la exposición a longitudes de onda de luz violeta más cortas. Cuando se activa TPO, se generan centros de crecimiento de radicales libres y forman una red de polímeros a un ritmo más rápido en comparación con la CQ; sin embargo, debido a la alta reactividad de la TPO, pueden ocurrir más radicales libres dentro de la red del polímero, en comparación con la CQ, lo que afecta la calidad de la polimerización. Esto puede explicar las diferencias significativas de la resistencia microflexural entre las resinas compuestas Filtek Z250 y Z350XT frente a la Tetric N-Ceram. Otro factor a considerar respecto a la resina Tetric N-Ceram sería su tipo de relleno a base de vidrio de bario, trifluoruro de iterbio y óxidos mixtos prepoliméricos que como agentes radiopacos y en

concentraciones altas disminuyen la resistencia a la microflexión,(Al-Zain y Platt, 2021) debido a que el fabricante no ha revelado aun la concentración de sus componentes, quizá se pudiera suponer que los agentes radiopacos se encuentran en concentraciones elevadas y esto podría haber contribuido parcialmente a la menor resistencia microflexural de la Tetric N-Ceram frente a las resinas Filtek Z250 y Z350XT. La presencia de partículas de zirconio y sílice pueden mejorar las propiedades mecánicas del material; esto puede explicar la resistencia microflexural significativamente mayor para la resina Filtek Z250 y Z350XT. (Al-Zain y Platt 2021; Al-Zain y Marghalani, 2020)

La importancia de esta investigación radica en brindar una alternativa para incrementar la resistencia microflexural de las resinas compuestas nanoparticuladas por medio del uso del calor seco, ya que estas resinas mejoraron significativamente su resistencia microflexural cuando se les sometió a termopolimerización adicional. Se necesitan investigaciones donde se compare otros tipos de resina nanoparticuladas con termopolimerización adicional, considerando las demás propiedades mecánicas que deben desempeñar las restauraciones indirectas, para comprobar si la termopolimerización adicional optimiza dichas propiedades. (Almeida-Chetti et al., 2014; Santana et al., 2009; Ribeiro et al., 2012)

Entre las limitaciones de este estudio, es importante reconocer que los datos obtenidos en la presente, se deben tomar con cautela, como es un estudio *in vitro* no es posible extrapolarla al campo clínico. Sin embargo, esto sienta las bases para realizar futuros ensayos clínicos controlados aleatorizados, para evaluar las propiedades mecánicas de las resinas compuestas nanoparticuladas para el uso de restauraciones indirectas después de ser sometidas a un proceso de termopolimerización adicional en calor seco.

VI. CONCLUSIONES

♣ En resumen, con las limitaciones presentadas en este estudio *in vitro*, se puede concluir que las resinas Filtek Z250 y Z350XT presentaron significativamente los valores más elevados de resistencia microflexural, sin y con termopolimerización adicional.

♣ Las resinas Filtek Z350XT y Tetric N-Ceram sometidas a termopolimerización adicional presentaron significativamente mayor resistencia microflexural en comparación a cuando no recibieron termopolimerización adicional, situación que no ocurrió con la resina Filtek Z250.

VII. RECOMENDACIONES

- ♣ Continuar con esta nueva línea de investigación relacionada a la resistencia microflexural tomando en cuenta otras técnicas de post-polimerización adicional de manera que quizás se pueda encontrar otra más eficiente.
- ♣ Realizar el estudio comparando la resistencia microflexural de otros materiales de uso odontológico principalmente los usados restauracion por ejemplo zirconio, alúmina, etc.
- ♣ Usar resinas de diferente tono para verificar si este influye en el resultado de la resistencia microflexural.
- ♣ Realizar un estudio usando resinas usando resinas de un mismo tamaño de relleno.

VIII. REFERENCIAS

- Almeida-Chetti, V.A., Macchi, R.L. y Iglesias, M.E. (2014). Effect of post-curing treatment on mechanical properties of composite resins. *Acta odontologica latinoamericana, AOL*, 27(2), 72–76. <https://doi.org/10.1590/S1852-48342014000200005>.
- Al-Zain, A. y Platt, J. (2021). Effect of light-curing distance and curing time on composite microflexural strength. *Dental materials journal*, 40(1), 202–208. <https://doi.org/10.4012/dmj.2020-002>.
- Al-Zain y Marghalani, H.Y. (2020). Influence of Light-curing Distances on Microflexural Strength of Two Resin-based Composites. *Operative dentistry*, 45(3), 297–305. <https://doi.org/10.2341/19-001-L>
- Anusavice K. (2004). PHILLIPS. Ciencia de los Materiales Dentales. (11ma ed.)
Diorki(tr)
- Anseth, K. S., Goodner, M. D., Reil, M. A., Kannurpatti, A. R., Newman, S. M., y Bowman, C. N. (1996). The influence of comonomer composition on dimethacrylate resin properties for dental composites. *Journal of dental research*, 75(8), 1607–1612. <https://doi.org/10.1177/00220345960750081301>
- Bahari M., Kahnamoui, M. A., Chaharom, M., Kimyai, S., y Sattari, Z. (2021). Effect of curing method and thermocycling on flexural strength and microhardness of a new composite resin with alkaline filler. *Dental research journal*, 18, 96. <https://doi.org/10.4103/1735-3327.330877>
- Barrancos Mooney, J.. (2006) Operatoria Dental. (4ta. ed.). Médica Panamericana.
- Bowen, R., (1963). Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *Journal of the American Dental Association* (1939)66, 57–64. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1963.0010>

- Bayne S. (2000). Our future in restorative dental materials. *Journal of esthetic dentistry*, 12(4), 175–183.
- Bayne, S. C., Thompson, J. Y., Swift, E. J., Jr, Stamatiades, P. y Wilkerson, M. (1998). A characterization of first-generation flowable composites. *Journal of the American Dental Association* (1939), 129(5), 567–577.
<https://doi.org/10.14219/jada.archive.1998.0274>
- Bonilla, E , Aguilar Padilla, A.V., Flores, P.M., Sandoval, Z., Cavazos, E. y Torres, P. (2017) Evaluación de la resistencia a la flexión de tres resinas compuestas. *Revista de operatoria dental y biomateriales*, Septiembre – Diciembre, V1(3).
<https://www.rodyb.com/wp-content/uploads/2017/09/EVALUACION-DE-LA-RESISTENCIA.pdf> .
- Burgoyne, A. R., Nicholls, J. I., y Brudvik, J. S. (1991). In vitro two-body wear of inlay- onlay composite resin restoratives. *The Journal of prosthetic dentistry*, 65(2), 206-214.
[https://doi.org/10.1016/0022-3913\(91\)90163-q](https://doi.org/10.1016/0022-3913(91)90163-q)
- Bustamante-Hernández, N., Montiel-Company, J.M., Bellot-Arcís, C., Mañes-Ferrer, J.F., Solá-Ruíz, M.F., Agustín-Panadero, R. y Fernández-Estevan L. (2020). Clinical Behavior of Ceramic, Hybrid and Composite Onlays. A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Environ Res Public Health*, 17(20), 7582.
<https://doi.org/10.3390/ijerph17207582>
- Bunz, O., Benz, C., Wolfgang ,H. y Piwowarczy, A. (2021) Shear bond strength of veneering composite to high performance polymers, *Dent Materials Journal*; 40(2), 304–311.
<https://doi.org/10.4012/dmj.2019-3005>.
- Braga, R., Ferracane, J. (2004). Alternatives in polymerization contraction stress management. *Critical reviews in oral biology and medicine : an official publication of*

the American Association of Oral Biologists, 15(3), 176–184.

<https://doi.org/10.1177/154411130401500306>

Castillo-Rosix, R., Miranda-Ramos, L. y Gainza-Babastro, A. (2019) Incrustaciones Metálicas, una alternativa para dientes con gran pérdida coronaria. A propósito de 3 pacientes, REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA, Invest. Medicoquir (abril-junio); 11(2)

Cayo, C., Llancari, L., Mendoza, R., y Cervantes, L. (2019). Marginal filling and adhesive resistance of bulk fill resin applying 18% edta gel compared with 37% phosphoric acid gel in vitro dental conditioning. *Journal of Oral Research*, 8(3), 228-235.

<https://doi.org/10.17126/%x>

Cayo Rojas, C. F. y Cristal Carrillo, M. (2020). Sellado marginal aplicando hipoclorito de sodio versus ácido fosfórico como acondicionador dental. *Revista Cubana de Estomatología*, 57(1), e2872. [http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-75072020000100008&lng=es&tlng=es)

[75072020000100008&lng=es&tlng=es.](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-75072020000100008&lng=es&tlng=es)

Cayo-Rojas, C.F., Hernández-Caba, K.K. y Aliaga-Mariñas, A.S. (2021) Microleakage in class II restorations of two bulk fill resin composites and a conventional nanohybrid resin composite: an in vitro study at 10,000 thermocycles. *BMC Oral Health* **21**, 619.

<https://doi.org/10.1186/s12903-021-01942-0>

Cruz, F., Carvalho, R., Henrique, C. y Siqueira H. (2014) Efecto del tratamiento térmico y de fibras de polietileno en la resistencia a la flexión de resinas compuestas. *Acta Odontológica Venezolana*, 52(1), 1-8.

<https://www.actaodontologica.com/ediciones/2014/1/art-2/>

Comité técnico de CTN 106 Odontología, (2019) Odontología, Materiales de restauración a base de polímeros (ISO 4049; 2019), Normalización Española. (Accessed Feb 25,

2022). <https://www.une.org/Paginas/Normalizacion/Ficha-CTN.aspx?n=2&c=CTN%20106>

Cova, J. (2010). *Biomateriales dentales*. Amolca.

Craig, R. (1998). *Materiales de Odontología Restauradora*. (10ma ed.). Editorial HarcourtBrace.

Chaing Ping B. K. (1984). Polymers in the service of prosthetic dentistry. *Journal of dentistry*, 12(3), 203–214. [https://doi.org/10.1016/0300-5712\(84\)90063-0](https://doi.org/10.1016/0300-5712(84)90063-0)

Chávez-Lamas, N.M., Rivas-Gutiérrez, J., Gracia-Cortés, C. y Galván-Tejada C.E.(2020)
 “Satisfacción de usuarios que acuden al servicio clínico-odontológico a la clínica rural de tacoaleche, guadalupe, zacatecas”. *Revista semestral impactodontológico*, 5(9).
<https://www.federaciondental.mx/wp-content/uploads/2016/03/Federacion-Dental-Revista-2005-1.pdf>

Chain M, Baratieri L. (2001) Restauraciones estéticas directas en dientes posteriores. Ed.Artes Médicas.

Da Silva, D., Ceballos, L., y Fuentes, M.V. (2021). Influence of the adhesive strategy in the sealing ability of resin composite inlays after deep margin elevation. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 13(9), e886–e893.
<https://doi.org/10.4317/jced.58689>

Davidson, C. y Feilzer, A. (1997). Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *Journal of dentistry*, 25(6), 435–440.
[https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(96\)00063-2](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(96)00063-2)

Dias, M. F., Espíndola-Castro, L. F., Lins-Filho, P. C., Teixeira, H. M., Silva, C. H. y Guimarães, R. P. (2020). Influence of different thermopolymerization methods on

- composite resin microhardness. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 12(4), e335–e341. <https://doi.org/10.4317/jced.56772>
- Dietschi, D., Magne, P. y Holz, J. (1994). Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, 25(10), 659–677.
- De la Torre Maldonado, J.S. (2016). Resistencia compresiva: estudio comparativo in vitro entre un cerómero y una resina de nanotecnología sometida a dos tipos de complementación de polimerización. Trabajo teórico de titulación previo la obtención del Grado Académico de Odontólogo. Carrera de Odontología. UCE. <http://www.dspace.uce.edu.ec/handle/25000/5672>
- De Souza L. (2008) Influence of photoactivation time on flexural strength of restorative Composites. *RFO*, 13(2), pp. 56-60. <http://download.upf.br/editora/revistas/rfo/13-02/10.pdf>
- Eshmawi, Y., Al-Zain A., Eckert GJ y Platt JA (2018) Variation in composite degree of conversion and microflexural strength for different curing lights and surface locations. *Journal de la Asociación Dental Americana*. 149, 893-902. <https://doi.org/10.1016/j.adaj.2018.06.004>
- Fernández, A. (2016). Nanotecnología aplicada a la odontología restauradora [archivo PDF] <https://baixardoc.com/preview/nanotecnologia-aplicada-a-la-odontologia-restauradora-sr-juan-a-fernandez-tarazona-5cddc899316e0>
- Galiatsatos, A., Galiatsatos, P. y Bergou, D. (2022). Clinical Longevity of Indirect Composite Resin Inlays and Onlays: An Up to 9-Year Prospective Study. *European journal of dentistry*, 16(1), 202–208. <https://doi.org/10.1055/s-0041-1735420>
- Garzón Flores y Joselyn Estefanía (2016). Estudio comparativo de resistencia a la compresión de la resina Filtek p60 3M sometida a calor y presión; estudio in vitro. Trabajo teórico de titulación previo a la obtención del grado Académico de

Odontólogo. Carrera de Odontología. Quito: UCE. pp. 63
<http://www.dspace.uce.edu.ec/handle/25000/6683>

Geraldi, S., y Perdigao, J. (2003). Microleakage of a New Restorative System in Posterior Teeth. *J Dent Res.*, 81, 1276.

Gomes Filho, E. B., Menezes Filho, P. F., Vicente Da Silva, C. H., Coelho Sinhoreti, M.A . (2008). Evaluación de la dureza knoop de resina compuesta en función de la variación de la técnica de polimerización complementaria. *Acta Odontológica Venezolana*.

Gonçalves Mota, E., Mitsuo Silva O.H., Henrique Burnett, L Jr., Spohr, AM. y Nogarett Pibernat de Carvalho, LM. (2006). Influencia de la polimerización adicional en las propiedades de una resina Ormocer®. *Avances en Odontoestomatología*, 22(5), pp. 271-277. https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0213-12852006000500003&lng=es&tlng=es.

Grazioli, G., Francia, A., Cuevas, C., Zanchi C. y Ratto De Mor R., (2019). Aes Simple and Low-Cost Thermal Treatments on Direct Resin Composites for Indirect Use. *Brazilian Dental Journal*, 30(3), pp. 279-284. <http://dx.doi.org/10.1590/0103-6440201902473>

Iglesia, M. (2020). Restauraciones de recubrimiento parcial indirectas adheridas en sectores posteriores: indicaciones actuales, 22(2).

López, C.B.A., Acosta, E.I.A., López , C.A.A. (2017) Factores relacionados con el fracaso de las restauraciones dentales de resina y amalgama. *Rev. 16 de abril.*, 56(265).

Lapesqueur, M., Surriaga, P., Masache, M. E., Vásquez, B., Peña, M., Mongruel Gómez, O. M. y Domínguez, J. A. (2015). Efectos sobre microdureza y grado de conversión de dos tipos de resinas sometidas a tratamientos de pos polimerización. *Revista Nacional De Odontología*, 11(21). <https://doi.org/10.16925/od.v11i21.947>.

- Labella, R., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. y Vanherle, G. (1999). Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 15(2), 128–137. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(99\)00022-6](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(99)00022-6)
- Lang, B., Jaarda, M. y Wang, R.F. (1992). Filler particle size and composite resin classification systems. *Journal of oral rehabilitation*, 19(6), 569–584. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1992.tb01487.x>
- Loureiro, C., Cardoso, P., Eduardo, C., Placido, E. y Santos, J. , (2001).. In vitro evaluation of wear of the packable resin composites. *Journal of Dental Research*, Alexandria - VA - Canada, 80, pp. 68-68
- Lanata, E. J. (2008). Atlas de operatoria dental. Ed. Alfaomega Grupo Editor.
- Leinfelder, K.F. (1991). Using composite resin as a posterior restorative material. *Journal of the American Dental Association* (1939), 122(4), pp.65–70. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1991.0142>
- Leao, GH, Carvalho, C., Galhano, G, Gueira, L. and Pavanelli, C. (2007). Influencia de la polimerización adicional en la microdureza de las resinas compuestas directas. *Cienc Odontol.*, 10(2), pp. 10-15.
- Mc Cabe, J. y Kagi, S. (1991). Mechanical Properties of a composite inlay material following post-curing. *Br. DentJ.*, 246-248.
- Meyer, G.R., Ernst, C.P. y Willershausen, B. (2003). Determination of Polymerization Stress of Conventional and New “Clustered” Microfill-Composites in Comparison with Hybrid Composites. *J Dent Res.*, 81, 921.
- Miyagawa y Powers, J. (1983) Prediction of color of an esthetic restorative material. *J. Dent. Res.*, 62, 581
- Macchi, R. (2007). Materiales dentales. *Materiales Dentales*, pp. 19–25

- Miyazaki, C. L., Medeiros, I. S., Santana, I. L., Matos, J. D. R. y Rodrigues Filho, L. E. (2009). Heat treatment of a direct composite resin: influence on flexural strength. *Brazilian Oral Research*, 23(3), 241–7. <https://doi.org/S1806-83242009000300004>[pii]
- Meléndez, D, Delgado, L. y Tay, L. (2021). The science behind led light curing units. *ROBYD.*, 10(3), 1-18.
- Morales, V., Morales, Y. y Sánchez, C. (2018), Restauraciones transicionales de resina mediante la técnica de matriz transparente. *Rev. ADM*, 15.
- Nakanishi, L., Kaizer, M.R. y Brandeburski, S. (2020). Non-silicate nanoparticles for improved nanohybrid resin composites. *Dent Mater*, 36(10), 1314-1321. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.07.001>
- Olmez, A., Oztas, N. y Bodur, H. (1997). The effect of flowable resin composite on microleakage and internal voidin class II composite restorations. *Oper Dent* (2004);29, 713-9. Flowable resins-status report no. 1. *Clin Res Associates Newsletter* 21(2).
- Loyola-García C.P. ,Díaz-López Zulema de la Nube, Castillo-Guarnizo Sheyla, K. Monteza-Iñiguez V. y Riofrío-Herrera, Jhoanna. (2019) Estudio comparativo de la resistencia flexural de dos materiales utilizados para la reconstrucción de muñones, *Pol. Con. Enero* (Edición núm. 29), 4(1), pp. 40-58. <https://doi.org/10.23857/pc.v4i1.851>
- Palacio Mendieta, C. (2014). Evaluación de la resistencia flexural de resinas compuestas precalentadas utilizadas como agente cementante en restauraciones indirectas. <http://repositorio.usfq.edu.ec/handle/23000/3421>

- Phillips, R., Avery, D., Mehra, R., Swatz, M. y McCone, R. (1973) Observations on a composite resin for class II restorations: Three-years report. *J. Prost. Dent.*, 30(6), 891-897.
- Perry, R., Kugel, G. y Leinfelder, K. (1999) One year clinical evaluation of SureFil packable composite. *Compend Contin Educ Dent.*, 20(6), 544-53.
- Roselli, G., Michele Pellegrino, Francesco Paolo Pistacchio, Giuseppe, A., Vito, A. y Agea, A. (2015). Una nueva técnica para las restauraciones con composite: Semidirecta extraoral. *Rev. El Dentista Moderno*. <https://issuu.com/grupotp/docs/dentista-15>
- Rodríguez-Villarreal, Mena-Serrano, J.P, Armas-Vega AP., Ana del Carmen, Velásquez- Ron, B.V. (2017). Distribución de fuerzas en incrustaciones tipo inlay, con diferente distancia intercuspidea. *Rev. Científica Odontológica [Internet]*, 13(2). <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=324255460003>.
- Rosa, D.P., Demetrio, O., Kulgawczuk, Joaquín H Jahke, Martin R Pratto y Aredes, J. (2020) Restauración con incrustación semidirecta de resina en una misma sesión: concepto chairside. *Revista de la Facultad de Odontología*, XIII(2). <http://dx.doi.org/10.30972/rfo.1324599>
- Raju, R, Rajan, G, Farrar, P y Prusty, BG. (2021) Dimensional stability of short fibre reinforced flowable dental composites. *Sci Rep.*, 11(1), 4697. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-83947-x>
- Ramírez-Vargas G.G., Medina-Mendoza J.E., Aliaga-Mariñas A.S., Ladera-Castañeda M.I., Cervantes-Ganoza, L.A y Cayo-Rojas CF. (2021) Effect of polishing on the surface microhardness of nanohybrid composite resins subjected to 35% hydrogen peroxide: An in vitro study. *J Int Soc Prevent Communit Dent.*, 11, 216-21
- Rodríguez, JP., Mena-Serrano, Mena, A., Armas, A. y Velásquez, B. (2022) Distribución de fuerzas en incrustaciones tipo inlay, con diferente distancia

intercuspidea. Rev. Cient. Odontol., 13(2), 1-7.

<https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=324255460003>.

Rodríguez, G., Douglas, R., Pereira, S. y Natalie, A. (2008). Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. *Acta Odontológica Venezolana*, 46(3).
www.actaodontologica.com

Reis, A. y Dourado, A. (2012). Materiales Dentales Directos.
<https://issuu.com/guanabarakoogan/docs/reis-issuu-esp>

Ribeiro, A., Tupinamba, C., Carvalho, C., Moreira, L. y Souza, P. (2012) Influence of two methods of additional activation on composite resins surface hardness. *Braz J Oral Sci.*, 11(3), 396-400.

Sabry El-Askary, F., Adel Botros, S., Abdelaziz Nassif M .S. y Mutlu Özcan (2017) Flexural strength of nano-hybrid resin composite as a function of light attenuation distance and specimen dimension, *Journal of Adhesion Science and Technology*, 31(5), 520-529,
<https://doi.org/10.1080/01694243.2016.1221251>

Santana, I., Edméa L., Jivaldo R., Igor S., Miyazaki C., Leonardo E. y Rodrigues-Filho. (2009). Effect of experimental heat treatment on mechanical properties of resin composites. *Brazilian Dental Journal*. 2009, 20(3), pp. 205-210.. <https://doi.org/10.1590/S0103-64402009000300006>.

Sharafeddin, F., Motamedi, M. y Fattah Z. (2015). Effect of Preheating and Precooling on the Flexural Strength and Modulus of Elasticity of Nanohybrid and Silorane-based Composite. *J Dent (Shiraz)*., 16(3), 224-229

Schwantz, J., Oliveira-Ogliari A., Meereis, T., Leal F., Ogliari F. y Moraes R. (2017) Caracterización de resinas compuestas bis-acrílicas para restauraciones provisionales. *Braz Dent J.*, 28, 354-361.

- Suh, B., Cripe, C. y Yin, R. (1998). Light intensity and exposure time effects on light-cured composites (abstract 73). *J Dent Res*; 77 (special issue B):641.
- Soderholm, K. (1984). Influence of silane treatment and filler fraction on thermal expansion of composite resins. *J. Dent. Res.*; 63, 1321.
- Skinner, E. y Phillips, R. (2004). *Ciencia de los materiales dentales*.
- Sharon, G. y Zambrano, B. (2013). “Coronas completas de resina en dientes anteriores como alternativa estética, funcional y económica.”
- Salgado, V.E., Cavalcante, L.M., Moraes, R.R., Davis, H.B., Ferracane, J.L. y Schneider, L.F. (2017) Degradación de las propiedades ópticas y superficiales de compuestos a base de resina con distintos tamaños de nanopartículas pero área de superficie equivalente. *J Dent*; 59, 48-53
- Sezin, M., Lutri M., Mirotti G., Kraemer M., Monserrat N., Piconi M., Caballero A. y Crohare L. (2018). Resistencia a la flexión y módulo elástico de resinas de alta, mediana y baja densidad. *Rev Fac Odont.*, 28(3), 14-21
- Williems, G., Celis, J., Lambrechts, P., Braem M. y Vanherle, G. (1992). Nano-indentation hardness and Young's modulus of filler particles of dental restorative materials compared with human enamel. *J. Biomed Mater Res.* 27, 747-755.
- Wang, L., D'Alpino, P., Lopes, L. G. y Pereira, J. C. (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *Journal of Applied Oral Science : Revista FOB*, 11(3), 162–167. <https://doi.org/10.1590/S1678-77572003000300002>
- Van Dijken JW. (2000). Direct resin composite inlays/onlays: an 11 years follow-up. *J Dent.*, 28(5), 299-306. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(00\)00010-5](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(00)00010-5)

- Vervack, V., De Coster P. y Vandeweghe S. (2021). Clinical Evaluation of Resin Composite CAD/CAM Restorations Placed by Undergraduate Students. *J Clin Med.*, 10(15), 3269. <https://doi.org/10.3390/jcm10153269>
- Yap, A., Eweis A. y Yahya N. (2018) Dynamic and Static Flexural Appraisal of Resin-based Composites: Comparison of the ISO and Mini-flexural Tests. *Oper Dent.*, 43(5), E223-E231. <https://doi.org/10.2341/17-224-L>

IX. ANEXOS

Anexo A: Fichas Técnicas de la resinas.

Filtek Z350 XT

(Restaurador Universal con Nanotecnología)



Descripción

Filtek Z350 XT de 3M ESPE es un resina foto polimerización diseñada para ser utilizada en restauraciones anteriores y posteriores. Necesita de un adhesivo dental, como Single Bond 2 o Single Bond Universal. Disponible en un amplio rango de colores y en distintas opacidades, dentina, esmalte, cuerpo y translúcidos. Para realizar reconstrucciones en técnica de una sola opacidad, opacidad dual, y estratificación completa. Viene en presentación de jeringas de 4 g.

Ventajas

Nanotecnología

- El 100% del tamaño del relleno es nanométrico, que le confieren un brillo y estética mayor que el resto de los composites.
- Por otro lado el contenido de nanocluster en el relleno (aglomeraciones de nanopartículas), produce una integridad estructural ofreciendo un composite con gran resistencia a la fractura y al desgaste.

Versatilidad

- Se puede utilizar en técnica incremental con una sola opacidad, opacidad dual, o estratificación completa, dependiendo de los requerimientos estéticos de su paciente.
- Disponibles en: Opacidades dentina, cuerpo, esmalte y translúcidos para técnica estratificada.

Indicaciones de Uso

Restauraciones directas en anteriores y posteriores

- Fabricación de núcleos
- Ferulizaciones
- Restauraciones indirectas incluyendo inlays, onlays y carillas
- Restauraciones Clase I, II, III, IV y V
- Odontología Mínimamente Invasiva (OMI)
- Técnica sándwich con Ionómeros de vidrio
- Reconstrucción de Cúspides

Actualización Nov 2017

Instrucciones de Uso

Restauraciones anteriores y posteriores.

- Una capa → Cuerpo o Body
- Dual → Dentina / Esmalte o Cuerpo / Esmalte
- Multicapa o estratificación de 4 opacidades: → Dentina, Cuerpo, Esmalte, Translúcido.

Tiempos de Polimerización:

Opacidades Cuerpo, Esmalte y Translúcidos:

- Capa de 1.5 a 2.0 mm 20 seg.

Opacidad dentina:

- Capa de 1.5 a 2.0 mm 30 seg.

Presentación

Jeringas de 4 g.:

Dentina: A1, A2, A3, A4; WD
Body: A1, A2, A3.5, A4, B1, B2, B3, C2, XWB
Esmalte: A1, A2, A3, B2, D2, WE, XWE,
Translúcido: AT, BT, CT, GT.

Kit 5 jeringas Filtek Z350 XT opacidades BODY (tonos cuerpo) + Adhesivo SBU (3 ml)

Tonos: A1B; A2B, A3B, A3.5B, B2B

Kit 5 jeringas Filtek Z350 XT opacidades BODY (tonos cuerpo) + Adhesivo SBond 2 (3 g)

Tonos: A1B; A2B, A3B, A3.5B, B2B

Kit 12 jeringas para estratificación Filtek Z350 XT (para estratificación en tonos A2, A3 y A3.5) + Adhesivo SBU (3ml)

Opacidades Dentina: A3D, A4D,
Opacidad Body (cuerpo): A2B, A3B, A3.5B, A4B.
Opacidad Esmalte: A1E, A2E, A3E, D2E
Opacidad Translúcido: AT y CT.
1 rueda de colores
1 guía técnica
Instrucciones de uso

Filtek Z250

Restaurador Universal



Descripción

Filtek Z250 es un material restaurador estético foto polimerizable para uso en restauraciones anteriores y posteriores.

El relleno del restaurador Filtek Z250 es zirconio/silíce, su matriz de resinas contiene BIS-GMA, UDMA y BIS-EMA. Se utiliza un adhesivo dental, Single Bond 2 o Single Bond Universal de 3M ESPE.

Este material restaurador está disponible en una gran variedad de colores. Viene presentado en las jeringas de 4g.

Ventajas

En el Restaurador Universal Filtek Z250 contiene una mezcla de UDMA (uretano dimetacrilato) y Bis-EMA(6)1(Bisfenol A diglicidil éter dimetacrilato). Estas resinas (monómeros) tienen un mayor peso molecular y – por lo tanto – tienen menos enlaces dobles por unidad de peso. Los materiales de alto peso molecular también producen un impacto sobre la viscosidad mensurable del material.

Además su composición da como resultado una menor contracción de polimerización, un menor envejecimiento de las resinas, una matriz de resina ligeramente.

Indicaciones de Uso

- Restauraciones anteriores y posteriores
- Técnica Sándwich con un material de ionómero de vidrio modificado con resina.
- Reconstrucción de cúspides
- Reconstrucción de muñones
- Ferulizaciones
- Restauraciones indirectas anteriores y posteriores que incluyen inlays, onlays y carillas

Instrucciones de Uso

El restaurador Filtek Z250 se aplica en incrementos de 2,5 mm para la mayoría de los tonos, foto polimerizando por 20 seg.

Presentación

Kit Filtek Z250 4 jeringas más Adhesivo:

Contenido:

4 jer. de 4 g c/u colores: A2, A3, A3.5, B2 y Adhesivo Single Bond (frasco 3 g)

Kit Filtek Z250 5 jeringas más Adhesivo:

Contenido:

4 jer. de 4 g c/u colores: A1, A2, A3, A3.5, B2 y Adhesivo Single Bond (frasco 3 g)

Reposiciones: Jeringas de 4 g, colores

A1, A2 A3.5, A4, B1, B2, B3

Actualización Nov 2017

Descripciones

- **N-Etch** es un gel de ácido fosfórico para el grabado del esmalte y el acondicionamiento de la dentina.
- **Tetric N-Bond** es un agente adhesivo mono frasco fotopolimerizable y monocomponente para la adhesión a esmalte y dentina en combinación con la técnica de grabado total.
- **Tetric N-Flow** es un composite nanohíbrido, fluido, fotopolimerizable y radiopaco para el tratamiento restaurador y la cementación de cerámica translúcida y restauraciones de composite.
- **Tetric N-Ceram** es un composite nanohíbrido, fotopolimerizable y radiopaco para el tratamiento restaurador.

Tetric N-Ceram, Tetric N-Flow y Tetric N-Bond polimerizan con luz en el rango de longitud de onda de 400-500 nm (luz azul).

Colores

Tetric N-Ceram está disponible en los siguientes colores:

Colores de esmalte: A1, A2, A3, A3.5, A4, B2, B3, C2, C3, D3

Colores de dentina: A3.5 Dentin, B2 Dentin

Color incisal altamente translúcido: T

Colores Bleach: Bleach Light (L), Bleach Incisal (I), Bleach Medium (M)

Tetric N-Flow está disponible en los siguientes colores

Colores de esmalte: A1, A2, A3, A3.5, A4, B2

Colores de dentina: A3.5 Dentin

Color incisal altamente translúcido: T

Colores Bleach: Bleach Light (L), Bleach Incisal (I)

Composición

- **N-Etch** contiene ácido fosfórico (37% peso en agua), espesantes y pigmentos.
- **Tetric N-Bond** contiene acrilato de ácido fosfórico, HEMA, Bis-GMA, dimetacrilato de uretano, etanol, agente formador de película, catalizadores y estabilizadores.
- **Tetric N-Flow** contiene un 36% en peso de dimetacrilatos (incluido TEGDMA), un 63% en peso de relleno (vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, sílice altamente dispersa y óxidos mixtos) y 1% en peso de catalizadores, estabilizadores y pigmentos. El contenido total de rellenos inorgánicos es del 39% en volumen. El tamaño de las partículas de los rellenos inorgánicos está entre los 40 y 3000 nm.
- **Tetric N-Ceram** se compone de dimetacrilatos (19-20% en peso). Los rellenos contienen vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, óxidos mixtos y copolímeros (80-81% en peso).

(< 1% en peso). O total de partículas inorgánicas é de 55-57% em volume. O tamanho das partículas inorgánicas varia entre 40 nm e 3000 nm.

Indicações

- **N-Etch** é usado para o ataque ácido do esmalte ou para a técnica de ataque ácido total, em conjunto com adesivos, compósitos, materiais de cimentação e selantes de fissuras.
- **Tetric N-Bond**
 - Adesivo para restaurações diretas, fotopolimerizáveis ou de polimerização dual, fabricadas com compósitos e compómeros.
 - Adesivo para restaurações indiretas de compósitos e de cerâmica pura (inlays, onlays e facetas).
- **Tetric N-Flow**
 - Como camada inicial em restaurações de Classes I e II.
 - Restaurações anteriores (Classes III e IV).
 - Restaurações de Classe V (cáries cervicais, erosões radiculares, defeitos cuneiformes).
 - Pequenas restaurações de todos os tipos.
 - Selamento de fissuras expandidas.
 - Fixação de dentes com mobilidade.
 - Eliminação de socavados.
 - Cimentação adesiva de restaurações translúcidas de cerâmica e de compósitos.
- **Tetric N-Ceram**
 - Restaurações de Classes I a V.
 - Restaurações de dentes deciduos.
 - Selamento de fissuras expandidas.
 - Facetas diretas.
 - Fixação de dentes com mobilidade.
 - Eliminação de socavados.
 - Reparos em facetas de compósito e de cerâmica.

Contra-indicações

- **N-Etch**
 - Quando a técnica de trabalho estipulada não puder ser aplicada, o material não deve ser usado.
- **Tetric N-Bond**
 - Quando o paciente for alérgico a qualquer um dos componentes de Tetric N-Bond ou quando a técnica de trabalho estipulada não puder ser empregada.
 - Tetric N-Bond não deve ser usado em combinação com compósitos apenas autopolimerizáveis. Sempre ativar os materiais de polimerização dual com luz.
 - Tetric N-Bond não deve ser usado para capeamento pulpar direto.

Tetric N-Flow/Tetric N-Ceram

- Quando um campo operatório seco não puder ser estabelecido ou a técnica de trabalho estipulada não puder ser aplicada.
- Quando o paciente for alérgico a qualquer um dos ingredientes.

Efeitos colaterais

- Em casos raros, os componentes de Tetric N-Bond, de Tetric N-Flow e de Tetric N-Ceram podem levar à sensibilização. Nestes casos, estes produtos não devem ser usados.
- Para evitar possível irritação pulpar, as áreas em contato direto com a polpa devem ser preservadas com um adequado protetor dentino-pulpar.

Interações

- N-Etch pode dissolver os liners baseados em ionômero de vidro.
- Os produtos que contêm eugenol ou óleo de cravo podem inibir a polimerização de Tetric N-Bond, de Tetric N-Flow e de Tetric N-Ceram. Deste modo, a aplicação dos materiais, junto com estes produtos, deve ser evitada.
- O uso de colutórios catiônicos, agentes de eliminação de placas bacterianas ou chlorhexidina pode promover descolorações.

Aplicação

Restaurações Diretas

1. Selecionar a cor.
 - Para facilitar o acesso ao campo operatório pode ser usado o OptraGate®, o afastador de lábios e bochechas).
2. Estabelecer isolamento suficiente, de preferência com o dique de borracha (isolamento completo é assegurado, por exemplo, com o OptraDam® Plus, que é anatomicamente configurado).
3. Preparar a cavidade de acordo com as exigências da técnica adesiva.
4. Limpar a cavidade com spray de água.
5. Secar a cavidade com ar.
6. Se necessário, aplicar um protetor pulpar (hidróxido de cálcio); cobrir apenas as áreas em contato direto com a polpa e, a seguir, aplicar um cimento resistente à compressão (p.ex., Vivaglass® Liner).
7. Posicionar a matriz (p.ex., a seletivamente afilada OptraMatrix®) e, se for preciso, colocar uma cunha interdental.
8. Aplicar N-Etch sobre o esmalte preparado e, a seguir, escoar o gel de ataque ácido sobre a dentina. Deixar reagir no esmalte, durante 15 a 30 segundos, e na dentina, durante 10 a 15 segundos. Em seguida, remover todo o N-Etch com vigoroso jato

de água, durante, no mínimo, 5 segundos. O excesso de umidade deve ser removido até que a superfície da dentina exiba uma aparência ligeiramente brilhante e úmida (ligação úmida). O excesso de umidade também pode ser removido com jato de ar, pincel seco, pelotas de espuma ou outros absorventes livres de fibras.

Não ressecar a dentina !

O tempo de reação sobre o esmalte não preparado (p.ex., selantes de fissuras) é de 30-60 segundos.

Uso das Formas de Apresentação

Tetric N-Bond está disponível em frasco ou na VivaPen.

Forma de Apresentação da VivaPen

- Desparafusar a tampa da VivaPen.
- Prender a cânula-pincel da VivaPen. Girando o término da parte dianteira da caneta, a cânula encurvada pode ser levada para a posição desejada, permitindo a aplicação do adesivo (ver figura).



- Ativando várias vezes o gatilho do mecanismo, a cânula-pincel da VivaPen será umedecida com Tetric N-Bond. Uma vez umedecida, a cânula-pincel exibe a cor amarela do Tetric N-Bond.
- 9. Aplicar uma grossa camada de N-Bond sobre as superfícies de esmalte e dentina, usando a escova de aplicação fornecida. De modo suave, pincelar o material sobre a dentina, durante, no mínimo, 10 segundos. Evitar uma cobertura insuficiente da cavidade e aplicar material adicional, se for necessário. Remover o excesso de material e de solvente com um suave jato de ar, até que o adesivo cubra completamente o esmalte e a dentina, sem qualquer acúmulo.
- 10. Polimerizar Tetric N-Bond de acordo com os tempos de cura que estão recomendados abaixo. Uma superfície dental brilhante, antes da aplicação do compósito, indica que todas as superfícies foram completamente recobertas.
- 11. Aplicar Tetric N-Flow em camadas de, no máximo, 2 mm ou 1,5 mm (cor de Dentina) e fotopolimerizar de acordo com as recomendações indicadas abaixo.

Aplicar Tetric N-Ceram em camadas de, no máximo, 2 mm ou 1,5 mm (cor de Dentina) e delinear / adaptar o material às paredes cavitárias, usando um adequado instrumento (p.ex., OptraSculpt®). O instrumento OptraContact® pode ser empregado nas áreas dos contactos proximais.
De modo individual, polimerizar cada camada conforme a tabela abaixo. Manter a janela de emissão de luz tão perto quanto possível da superfície do material restaurador.

Intensidade de luz	Tetric N-Ceram	Tetric N-Flow
≥ 500 mW/cm ²	20 s	20 s
≥ 1.000 mW/cm ²	10 s	10 s

Luz de Cura	Material	Programa "Turbo"	Programa "High Power"	Programa "Soft Power"	Programa "Low Power"
LEDition	Tetric N-Bond	–	10 s	–	–
	Tetric N-Flow	–	20 s	–	–
	Tetric N-Ceram	–	20 s	–	–
bluephase CB	Tetric N-Bond	–	–	–	10 s
	Tetric N-Flow	–	15 s	20 s	–
	Tetric N-Ceram	–	15 s	20 s	–
bluephase	Tetric N-Bond	–	–	–	10 s
	Tetric N-Flow	–	10 s	15 s	–
	Tetric N-Ceram	–	10 s	15 s	–
bluephase 20i	Tetric N-Bond	–	–	–	10 s
	Tetric N-Flow	5 s	10 s	15 s	–
	Tetric N-Ceram	5 s	10 s	15 s	–

12. Terminar a restauração usando adequadas pontas de acabamento ou pontas de diamantes finos. A seguir, checar a oclusão. Polir com polidores de silicone (p. ex., OptraPol® Next Generation).

Restauraciones indirectas

- Preparar la superficie de cerámica o composite según las instrucciones del fabricante.
- Preparar el diente de la misma manera que para una restauración directa, pasos 1-10.
Aviso importante: Evitar encharcamientos, ya que estos podrían comprometer la precisión de ajuste de la restauración definitiva.
- Seguidamente, colocar la restauración utilizando un material fotopolimerizable o de polimerización dual (e.g. Variolink II) y fotopolimerizar, siguiendo las instrucciones del fabricante.

Avisos sobre VivaPen

- Después de cada uso, por razones higiénicas, hay que desinfectar VivaPen utilizando desinfectante en spray o toallitas. Además VivaPen puede protegerse frente a contaminaciones con las fundas Vivapen.
- Deshechar el pincel-cánula de VivaPen y reemplazarlo con la tapa original. Para aplicaciones posteriores se debe utilizar un nuevo pincel-cánula de VivaPen.
- No utilizar desinfectantes oxidantes.
- No sumergir VivaPen en soluciones desinfectantes.
- No utilizar otros pinceles-cánulas distintas de las de VivaPen.

Avisos sobre N-Etch Jumbo

Relleno de jeringas vacías de N-Etch



Las jeringas vacías de N-Etch de 2 gramos se pueden rellenar utilizando la presentación de N-Etch Jumbo hasta 15 veces.

Importante

- Aunque la jeringa de 2 gramos viene con un émbolo de seguridad, es absolutamente imprescindible llevar guantes, gafas protectoras y una mascarilla para su propia seguridad.
- Desenroscar los tapones de la jeringa Jumbo de 30 gramos así como la jeringa vacía de N-Etch de 2 gramos.
- Juntar las boquillas de las dos jeringas enroscándolas. Asegúrese que las dos estén firmemente unidas. Nota: tenga cuidado que no se estropee la rosca.
- Rellene ahora la jeringa pequeña, tirando con un movimiento suave y constante del émbolo de la jeringa pequeña. Se puede ayudar el proceso de rellenado, presionando ligeramente y al mismo tiempo con la otra mano el macho del émbolo de la jeringa Jumbo.
- Evitar rellenar excesivamente la jeringa pequeña
- No superar en ningún caso el tope del émbolo – peligro de corrosión.
- Durante este proceso, no apunte las jeringas hacia las personas.

- No permita que la solución retroceda de la jeringa de N-Etch de 2 gramos a la Jumbo.
- Desconectar las dos jeringas utilizando una rotación a contra-reloj.
- Colocar nuevamente el tapón de rosca de la jeringa Jumbo.
- Coloque una punta de aplicación en la jeringa de 2 gramos. Ahora ya está preparada para su utilización. Aplique la solución como se ha descrito anteriormente.
- Utilice exclusivamente las puntas de aplicación suministradas con este envase. El uso de otras puntas de aplicación puede ocasionar un efecto perjudicial a la viscosidad de la solución.
- Con el fin de mantener la trazabilidad de nuestros productos, sólo la jeringa de 2 gramos incluida en este paquete, debe ser rellenada con el contenido de la presentación Jumbo suministrada en el mismo envase.
- Ante cualquier duda, por favor indique el número de LOTE de la presentación Jumbo.

Avisos Especiales

- Si se aplica Tetric N-Ceram fresco sobre material polimerizado, se debe primero crear rugosidades y humedecer con Heliobond.
- Tetric N-Flow/Tetric N-Ceram debe aplicarse a temperatura ambiente. Las temperaturas frías dificultan la extrusión del material.
- No utilizar desinfectantes oxidantes para desinfectar las jeringas y los Cavifils.

Advertencia en relación con N-Etch



N-Etch contiene ácido fosfórico y es corrosivo. Cuando rellene las jeringas de 2 gramos, siempre debe llevar gafas protectoras y guantes. Evitar el contacto con los ojos, membranas mucosas y piel (se recomiendan gafas tanto para pacientes como para odontólogos). Después del contacto con los ojos, lavar inmediatamente con abundante agua durante al menos 15 minutos y consultar con un facultativo/oftalmólogo. Después del contacto con la piel, lavar inmediatamente con agua y jabón. Después de contacto con materiales sensibles (superficies, ropa), limpiar inmediatamente con abundante agua.

Avisos Tetric N-Bond

- Tetric N-Bond es irritante. Evitar el contacto con la piel, membranas mucosas y ojos. Si el producto entra en contacto con la piel, lavar con agua y jabón.
- Si Tetric N-Bond entra en contacto con los ojos, lavar inmediatamente con gran cantidad de agua durante al menos 15 minutos y consultar con un facultativo/ oftalmólogo.
- En casos aislados, el contacto con la piel puede producir sensibilización a los metacrilatos.

- Los guantes médicos comerciales no proporcionan protección frente al efecto sensibilizador de los metacrilatos.

Avisos Tetric N-Flow/Tetric N-Ceram

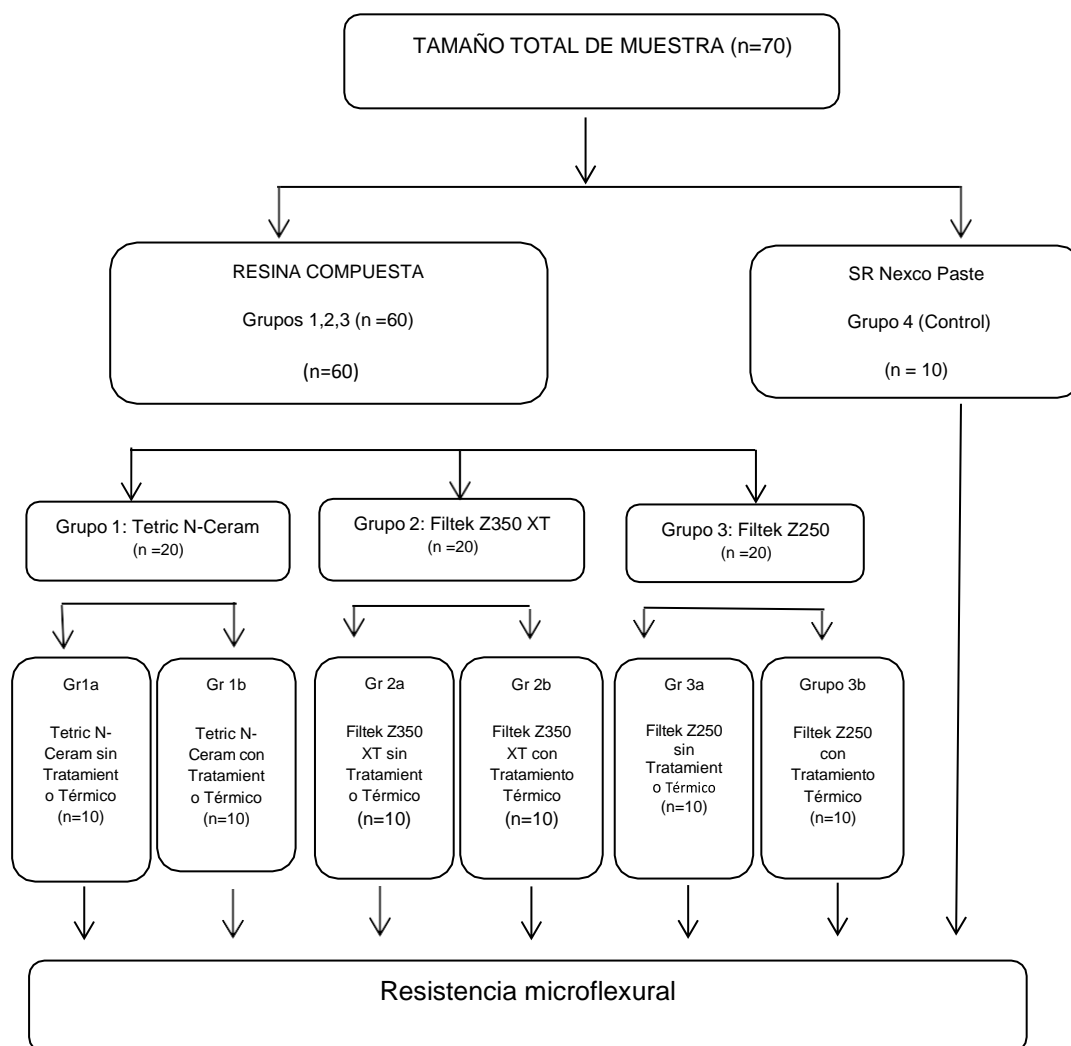
- Evitar el contacto del material sin polimerizar con la piel/membrana mucosa y ojos.
- El material sin polimerizar puede tener un ligero efecto irritante y puede producir sensibilización hacia los metacrilatos.
- Los guantes médicos comerciales no proporcionan protección frente al efecto sensibilizador de los metacrilatos.

Almacenamiento e higiene

- Temperatura de conservación: 2-28 °C (36-82 °F)
Recomendación para N-Etch: Si dispone de un gran volumen de existencias es conveniente refrigerar a 2-8 °C (36-46 °F).
- Cerrar las jeringas/Cavifils/frascos/VivaPen inmediatamente después de su uso. La exposición a la luz provoca una polimerización prematura.
- Fecha de caducidad: ver notas en Cavifils, jeringas, frascos, VivaPen y envases.
- No utilizar ninguno de estos productos después de la fecha de caducidad.
- Si Tetric N-Ceram o Tetric N-Flow se aplica directamente desde el cavofil a la cavidad oral del paciente, el cavofil no debe volver a utilizarse en otro paciente, debido a razones higiénicas (prevención de contaminaciones cruzadas entre pacientes)

¡Mantener fuera del alcance de los niños! ¡Solo para uso odontológico!

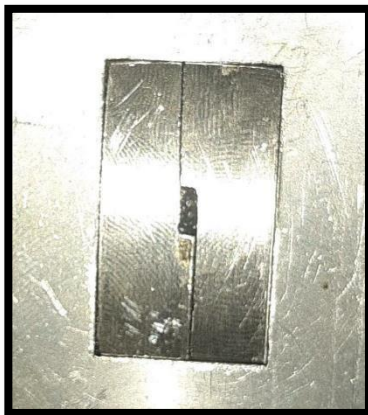
Este material ha sido desarrollado exclusivamente para uso dental. Su procesamiento debe llevarse a cabo estrictamente de acuerdo a las instrucciones de uso. El fabricante no se hace responsable de los daños resultantes por su aplicación en otros campos o por una utilización inadecuada. Es más, el usuario está obligado bajo su propia responsabilidad a controlar la idoneidad del producto para cualquier propuesta no especificada en estas instrucciones. Descripciones y datos no constituyen garantía de los atributos y no son vinculantes.

Anexo B: Diagrama de flujo.

Anexo C: Materiales usados para la investigación.



Anexo D: Confección de la probeta de Resina.



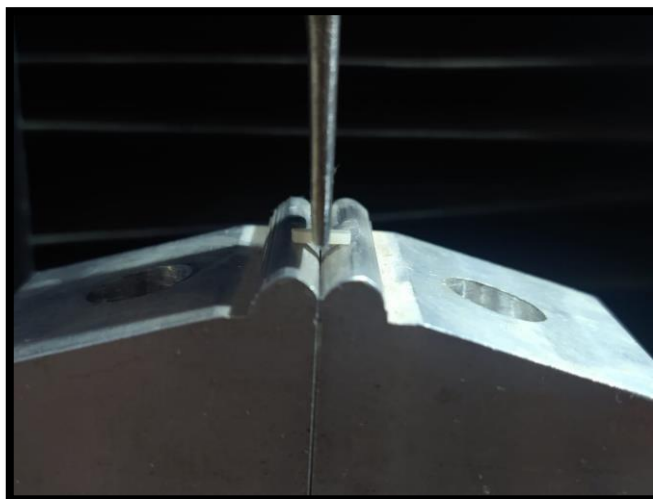
Anexo E: Proceso de tratamiento térmico en calor seco a 170°C por 5 minutos.



Anexo F: Inmersión en agua destilada y almacenado a 37°C por 24 hrs.



Anexo G: Medición de la resistencia microfexural en máquina de ensayo universal (CMT-5L, serie 7419, LG, Corea).



Anexo H: Resultados de la ejecución del estudio en laboratorio.



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

INFORME DE ENSAYO N°	IE-038-2021	EDICION N° 2	Página 1 de 5
ENSAYO DE FLEXIÓN EN RESINAS ODONTOLÓGICAS			
1. TESIS	"EFECTO DEL TRATAMIENTO TÉRMICO ADICIONAL EN CALOR SECO SOBRE LA RESISTENCIA MICROFLEXURAL DE TRES RESINAS COMPUESTAS DE USO DIRECTO CON DIFERENTE TIPO DE RELLENO"		
2. DATOS DEL SOLICITANTE			
NOMBRE Y APELLIDOS	Marlon Jesús Zamalloa Quintana		
DNI	70072268		
DIRECCIÓN	Av. Nicolas De Piérola Sur #2750 – Corcona Santa Cruz De Cocachacra		
DISTRITO	Lima		
3. EQUIPOS UTILIZADOS			
INSTRUMENTO	Maquina digital de ensayos universales CMT- 5L		
MARCA	LG		
APROXIMACIÓN	0.001 N		
INSTRUMENTO	Vernier digital de 200mm		
MARCA	Mitutoyo		
APROXIMACIÓN	0.01mm		
4. RECEPCIÓN DE MUESTRAS			
FECHA DE INGRESO	10	Abril	2021
LUGAR DE ENSAYO	Boulevard Los Mirables Nro. 1319 Lote 48 Mz. M Urb. los Jardines Segunda Etapa San Juan de Lurigancho.		
CANTIDAD	4 Grupos		
DESCRIPCIÓN	Muestras rectangulares de Resinas odontológicas		
IDENTIFICACIÓN	Grupo 1	Resina compuesta IVOCLAR VIVADENT - Tetric N-Ceram REF# 604026AN	
	Grupo 2	Resina compuesta 3M ESPE Filtek Z250 REF 1370A2	
	Grupo 3	Resina compuesta 3M ESPE Filtek Z350 XT Ref 7018A2B	
	Grupo 4	-----	
5. REPORTE DE RESULTADOS			
FECHA DE EMISION DE INFORME	22	Abril	2021

HIGH TECHNOLOGY LABORATORY CERTIFICATE SAC
 Boulevard Los Mirables Nro. 1319 Lote 48 Mz. M Urb. Los Jardines 2da Etapa San Juan de Lurigancho
 Telf.: +51(01) 4065 215 - 997 123 584 Lunes a Viernes de 08:00 am - 07:00 pm - Sábados de 09:00 am - 5:00 pm
 E-mail.: robert.etmec@gmail.com



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

INFORME DE ENSAYO N°		IE-038-2021	EDICION N° 2	Página 2 de 5	
6. RESULTADOS GENERADOS					
Grupo 1		Resina compuesta IVOCLAR VIVADENT - Tetric N-Ceram REF# 604026AN Acondicionado a Temperaturas Ambientales			
Espécimen	espesor (mm)	Ancho (mm)	Longitud entre apoyos (mm)	Fuerza Máxima (N)	Esfuerzo de flexión (Mpa)
1	1.08	2.21	4	39.24	91.34
2	1.03	2.26	4	34.23	85.66
3	1.09	2.21	4	36.84	84.18
4	1.10	2.14	4	34.62	80.22
5	1.06	2.18	4	38.5	94.31
6	1.03	2.19	4	39.1	100.97
7	1.10	2.23	4	37.28	82.90
8	1.08	2.31	4	39.95	88.96
9	1.07	2.21	4	36.67	86.96
10	1.12	2.18	4	39.29	86.21
Grupo 1		Resina compuesta IVOCLAR VIVADENT - Tetric N-Ceram REF# 604026AN Acondicionado a Temperaturas de 170°C			
Espécimen	espesor (mm)	Ancho (mm)	Longitud entre apoyos (mm)	Fuerza Máxima (N)	Esfuerzo de flexión (Mpa)
1	1.06	2.17	4	41.35	101.75
2	1.06	2.21	4	36.98	89.35
3	1.05	2.19	4	36.6	90.95
4	1.04	2.24	4	40.98	101.49
5	1.06	2.21	4	41.37	99.96
6	1.07	2.21	4	42.80	101.49
7	1.07	2.12	4	39.36	97.30
8	1.09	2.21	4	35.35	80.78
9	1.04	2.18	4	36.6	93.13
10	1.02	2.19	4	35.85	94.41

HIGH TECHNOLOGY LABORATORY CERTIFICATE SAC
Boulevard Los Mirables Nro. 1319 Lote 48 Mz. M Urb. Los Jardines 2da Etapa San Juan de Lurigancho
Telf.: +51(01) 4065 215 - 997 123 584 Lunes a Viernes de 08:00 am - 07:00 pm - Sábados de 09:00 am - 5:00 pm
E-mail.: robert.etmec@gmail.com



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

INFORME DE ENSAYO N°		IE-038-2021	EDICION N° 2	Página 3 de 5	
Grupo 2		Resina compuesta 3M ESPE Filtek Z250 REF 1370A2 Acondicionado a Temperaturas Ambientales			
Espécimen	espesor (mm)	Ancho (mm)	Longitud entre apoyos (mm)	Fuerza Máxima (N)	Esfuerzo de flexión (Mpa)
1	1.08	2.30	4	46.93	104.96
2	1.07	2.23	4	48.91	114.94
3	1.05	2.16	4	47.95	120.81
4	1.09	2.26	4	60.96	136.22
5	1.13	2.37	4	55.95	110.93
6	1.04	2.21	4	52.72	132.33
7	1.08	2.35	4	55.22	120.87
8	1.02	2.28	4	50.38	127.43
9	1.00	2.18	4	46.36	127.60
10	1.07	2.07	4	46.27	117.14
Grupo 2		Resina compuesta 3M ESPE Filtek Z250 REF 1370A2 Acondicionado a Temperaturas de 170°C			
Espécimen	espesor (mm)	Ancho (mm)	Longitud entre apoyos (mm)	Fuerza Máxima (N)	Esfuerzo de flexión (Mpa)
1	1.05	2.17	4	60.88	152.68
2	1.05	2.11	4	60.69	156.53
3	1.04	2.18	4	57.32	145.86
4	1.08	2.24	4	49.80	114.36
5	1.10	2.13	4	78.06	181.73
6	1.01	2.23	4	45.22	119.27
7	1.11	2.07	4	43.86	103.18
8	1.09	2.80	4	62.32	112.40
9	1.08	2.12	4	59.92	145.39
10	1.08	2.21	4	60.72	141.33

HIGH TECHNOLOGY LABORATORY CERTIFICATE SAC
Boulevard Los Mirables Nro. 1319 Lote 48 Mz. M Urb. Los Jardines 2da Etapa San Juan de Lurigancho
Telf.: +51(01) 4065 215 - 997 123 584 Lunes a Viernes de 08:00 am - 07:00 pm - Sábados de 09:00 am - 5:00 pm
E-mail.: robert.etmec@gmail.com



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

INFORME DE ENSAYO N°		IE-038-2021	EDICION N° 2	Página 4 de 5	
Grupo 3		Resina compuesta 3M ESPE Filtek Z350 XT Ref 7018A2B Acondicionado a Temperaturas Ambientales			
Espécimen	espesor (mm)	Ancho (mm)	Longitud entre apoyos (mm)	Fuerza Máxima (N)	Esfuerzo de flexión (Mpa)
1	1.08	2.30	4	48.95	109.48
2	1.08	2.27	4	40.77	92.39
3	1.02	2.19	4	51.62	135.93
4	1.07	2.26	4	50.16	116.31
5	1.08	2.21	4	48.34	112.52
6	1.04	2.30	4	47.72	115.10
7	1.07	2.24	4	43.31	101.33
8	1.05	2.38	4	45.29	103.56
9	1.04	2.26	4	42.63	104.64
10	1.01	2.31	4	49.05	124.89
Grupo 3		Resina compuesta 3M ESPE Filtek Z350 XT Ref 7018A2B Acondicionado a Temperaturas de 170°C			
Espécimen	espesor (mm)	Ancho (mm)	Longitud entre apoyos (mm)	Fuerza Máxima (N)	Esfuerzo de flexión (Mpa)
1	1.09	2.23	4	46.07	104.33
2	1.13	2.20	4	65.51	139.92
3	1.10	2.23	4	54.83	121.92
4	1.11	2.28	4	64.54	137.85
5	1.04	2.21	4	55.66	139.71
6	1.05	2.13	4	52.22	133.42
7	1.05	2.17	4	53.93	135.25
8	1.06	2.16	4	61.81	152.81
9	1.07	2.12	4	61.21	151.31
10	1.05	2.11	4	51.15	131.93

HIGH TECHNOLOGY LABORATORY CERTIFICATE SAC
Boulevard Los Mirables Nro. 1319 Lote 48 Mz. M Urb. Los Jardines 2da Etapa San Juan de Lurigancho
Telf.: +51(01) 4065 215 - 997 123 584 Lunes a Viernes de 08:00 am - 07:00 pm - Sábados de 09:00 am - 5:00 pm
E-mail.: robert.etmec@gmail.com

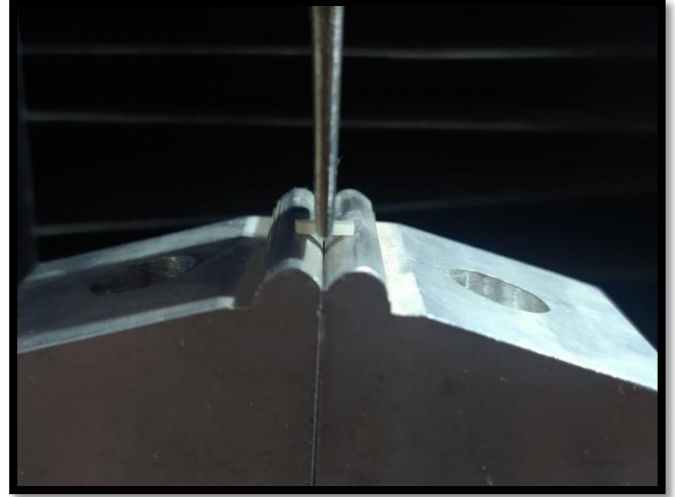


- LABORATORIO ESPECIALIZADO EN ENSAYOS MECÁNICOS DE MATERIALES
- LABORATORIO ESPECIALIZADO EN CALIBRACIONES

INFORME DE ENSAYO N°		IE-038-2021	EDICION N° 2	Página 5 de 5	
Grupo 4		-----			
Espécimen	espesor (mm)	Ancho (mm)	Longitud entre apoyos (mm)	Fuerza Máxima (N)	Esfuerzo de flexión (Mpa)
1	1.13	2.10	4	47.79	106.93
2	1.13	2.07	4	40.71	92.41
3	1.00	2.11	4	38.40	109.19
4	1.17	2.17	4	39.58	79.95
5	1.13	2.11	4	43.06	95.89
6	1.09	2.07	4	29.38	71.68
7	1.13	2.14	4	35.90	78.83
8	1.10	2.16	4	32.68	75.02
9	1.13	2.15	4	37.64	82.26
10	1.20	2.08	4	34.15	68.41
Observaciones:					
<ul style="list-style-type: none"> Velocidad de ensayo 1 mm/min 					
7. CONDICIONES AMBIENTALES		TEMPERATURA: 24 °C HUMEDAD RELATIVA: 65 %			
8. VALIDÉZ DE INFORME		VÁLIDO SOLO PARA LA MUESTRA Y CONDICIONES INDICADAS EN EL INFORME			
ROBERT NICK EUSEBIO TEHERAN					
ING. MECÁNICO					
LABORATORIO HTL CERTIFICATE					

HIGH TECHNOLOGY LABORATORY CERTIFICATE SAC
Boulevard Los Mirables Nro. 1319 Lote 48 Mz. M Urb. Los Jardines 2da Etapa San Juan de Lurigancho
Telf.: +51(01) 4065 215 - 997 123 584 Lunes a Viernes de 08:00 am - 07:00 pm - Sábados de 09:00 am - 5:00 pm
E-mail.: robert.etmec@gmail.com

Anexo I: Ejecución de la prueba de la resistencia microflexural en la máquina de ensayo universal CMT – 5L.



Anexo J: Certificado de calibración de la máquina de ensayo universal CMT – 5L.



CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN LMF - 2021 - 023

Página 1 de 2

Fecha de emisión: 2021-08-16
Fecha de expiración: 2022-08-16
Expediente: LMC-2021-0781

1. SOLICITANTE : HIGH TECHNOLOGY LABORATORY CERTIFICATE S.A.C.
Dirección : Nro. 1319 Int. 116 Urb. Los Jardines de San Juan, Etapa II, San Juan de Lurigancho - Lima - Lima.

2. INSTRUMENTO DE MEDICIÓN: MÁQUINA DIGITAL DE ENSAYOS UNIVERSALES

Marca : LG
Modelo : CMT-5L
Serie : 7419
Identificación : No Indica
Rango de indicación : 5000,00 N
División mínima : 0,01 N
Tipo de Ensayo : Tracción
Tipo de indicación : Digital
Procedencia : Korea
Ubicación : No Indica
Fecha de Calibración : 2021-08-15

Este certificado de calibración documenta la trazabilidad a los patrones nacionales, que realizan las unidades de medida de acuerdo con el Sistema Internacional de Unidades (SI).

Los resultados del certificado se refieren al momento y condiciones en que se realizaron las mediciones.

El usuario está en la obligación de recalibrar el instrumento a intervalos adecuados, los cuales deben ser elegidos con base en las características del trabajo realizado y el tiempo de uso del instrumento.

3. METODO DE CALIBRACIÓN:

La calibración se realizó por medición directa y comparativa con patrones calibrados con trazabilidad nacional. Se tomó como referencia la norma ISO 7500-1: 2004 Materiales Metálicos. Verificación de máquinas de ensayos uniaxiales parte 1. Máquinas de ensayo tracción/compresión. Verificación y calibración del sistema de medida de fuerza.

LABORATORIOS MECALAB S.A.C. no se responsabiliza de los perjuicios que pueda ocasionar el uso inadecuado de este instrumento, ni de una incorrecta interpretación de los resultados de la calibración aquí declarados.

4. LUGAR DE CALIBRACIÓN:

LABORATORIOS MECALAB S.A.C.
Av. Lurigancho Nro. 1063, San Juan de Lurigancho - Lima.

El certificado de calibración sin firma y sello carece de validez.

5. CONDICIONES AMBIENTALES:

	Inicial	Final
Temperatura (°C)	20,3 °C	20,4 °C
Humedad Relativa (%HR)	59 %HR	57 %HR

6. PATRONES DE REFERENCIA:

Trazabilidad	Patrón	Identificación	Certificado de Calibración
DM-INACAL	Termohigrómetro	PT-1H-02	LH-047-2021 Abril 2021
INMELAB	Juego de pesas 1 g a 2 kg / M2	PM-JM2-02	LMM-2021-011 Febrero 2021
INMELAB	Juego de pesas 5 kg, 10 kg, 20 kg / M2	PM-JM2-01	LMM-2021-030 Marzo 2021

Gerente de Metrología



Firmado digitalmente
por Jorge Padilla
Fecha: 2021.08.15
16:17:09 -05'00'

PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN PARCIAL O TOTAL DE ESTE DOCUMENTO SIN AUTORIZACIÓN ESCRITA DE "LABORATORIOS MECALAB S.A.C."

7. RESULTADO DE LA CALIBRACIÓN:

MEDICIÓN DE TRACCIÓN

Indicación del Patrón (N)	Indicación del Equipo (N)	Corrección (N)	Incertidumbre (N)
500,00	501,30	-1,30	2,66
1 000,00	1002,63	-2,63	3,91
1 500,00	1501,84	-1,84	6,46
2 000,00	2003,41	-3,41	9,02
2 500,00	2504,79	-4,79	14,03
3 000,00	3006,09	-6,09	18,94
3 500,00	3507,18	-7,18	17,19
4 000,00	4015,37	-15,37	15,66
4 500,00	4518,07	-18,07	18,98
5 000,00	5020,43	-20,43	21,59

Indicación del Equipo (N)	Errores Relativos				Incertidumbre Expandida U (%)
	Exactitud a (%)	Repetibilidad b (%)	Reversibilidad v (%)	Resolución Relativa r (%)	
501,30	-0,26	0,24	—	—	0,53
1 002,63	-0,26	0,41	—	—	0,39
1 501,84	-0,12	0,40	—	—	0,43
2 003,41	-0,17	0,28	—	—	0,45
2 504,79	-0,19	0,29	—	—	0,56
3 006,09	-0,20	0,37	—	—	0,63
3 507,18	-0,20	0,20	—	—	0,49
4 015,37	-0,38	0,23	—	—	0,39
4 518,07	-0,40	0,22	—	—	0,42
5 020,43	-0,41	0,31	—	—	0,43

Retorno a cero f_a	0,00%
----------------------	-------

Error relativo máximo permitido según la clase de la escala de la máquina de ensayo (ISO)

Clase de la escala de la máquina	Errores Relativos				
	Exactitud a (%)	Repetibilidad b (%)	Reversibilidad v (%)	Resolución Relativa r (%)	Cero f_a (%)
0,50	± 0,5	0,50	± 0,75	0,25	± 0,05
1	± 1,0	1,00	± 1,5	0,50	± 0,1
2	± 2,0	2,00	± 3,0	1,00	± 0,2
3	± 3,0	3,00	± 4,5	1,50	± 0,3



8. OBSERVACIONES:

- El valor indicado del equipo que se muestra en la tabla, es el promedio de 5 valores medidos.
- La incertidumbre de la medición que se presenta esta basada en una incertidumbre estándar multiplicado por un factor de cobertura $k=2$, el cual proporciona un nivel de confianza de aproximadamente 95 %.
- Se colocó una etiqueta con la indicación "CALIBRADO".

9. CONCLUSIONES:

- De las mediciones realizadas se concluye que el equipo se encuentra **calibrado** debido a que los valores medidos están dentro del rango normal de operación.
- Se recomienda realizar la próxima calibración en un plazo no mayor a un año desde la emisión de la misma.

Anexo K: Ficha de Recolección de Datos

1. Muestras con tratamiento térmico GRUPO EXPERIMENTAL

	Filtek Z350 (3M ESPE)	Filtek Z250 (3M ESPE)	Tetric N-Ceram (Ivolcar)
Muestra N°1			
Muestra N°2			
Muestra N°3			
Muestra N°4			
Muestra N°5			
Muestra N°6			
Muestra N°7			
Muestra N°8			
Muestra N°9			
Muestra N°10			

2. Muestras sin tratamiento térmico GRUPO CONTROL NEGATIVO

	Filtek Z350 XT (3M™ Filtek™)	Filtek Z250 (3M ESPE)	Tetric N-Ceram (Ivolcar)
Muestra N°1			
Muestra N°2			
Muestra N°3			
Muestra N°4			
Muestra N°5			
Muestra N°6			
Muestra N°7			
Muestra N°8			
Muestra N°9			
Muestra N°10			

3. GRUPO CONTROL POSITIVO

	Nexco (Ivoclar)
Muestra N°1	
Muestra N°2	
Muestra N°3	
Muestra N°4	
Muestra N°5	
Muestra N°6	
Muestra N°7	
Muestra N°8	
Muestra N°9	
Muestra N°10	

Anexo L: Prueba de normalidad de Shapiro-Wilk

Pruebas de normalidad ^c							
Tipo de Resina		Shapiro-Wilk					
		Estadístico	gl	p-valor			
RMF (Antes)	Tetric N-Ceram	0,940	10	0,549	Todos los valores presentan distribución normal (p>0,05)		
	Filtek Z250	0,981	10	0,972			
	Filtek Z350 XT	0,974	10	0,924			
	SR Nexco Paste (control)	0,918	10	0,339			
RMF (Después)	Tetric N-Ceram	0,894	10	0,188			
	Filtek Z250	0,945	10	0,604			
	Filtek Z350 XT	0,912	10	0,293			
	SR Nexco Paste (control)	0,918	10	0,339			
RMF (Diferencia)	Tetric N-Ceram	0,969	10	0,883			
	Filtek Z250	0,916	10	0,323			
	Filtek Z350 XT	0,933	10	0,473			

Anexo M: Homogeneidad de varianzas**Prueba de homogeneidad****de varianzas**

RMF (Antes)	
Estadístico de Levene	p-valor
2,668	0,062

Si hay homogeneidad de varianzas

Prueba de homogeneidad**de varianzas**

RMF (Después)	
Estadístico de Levene	p-valor
4,943	0,006

No hay homogeneidad de varianzas

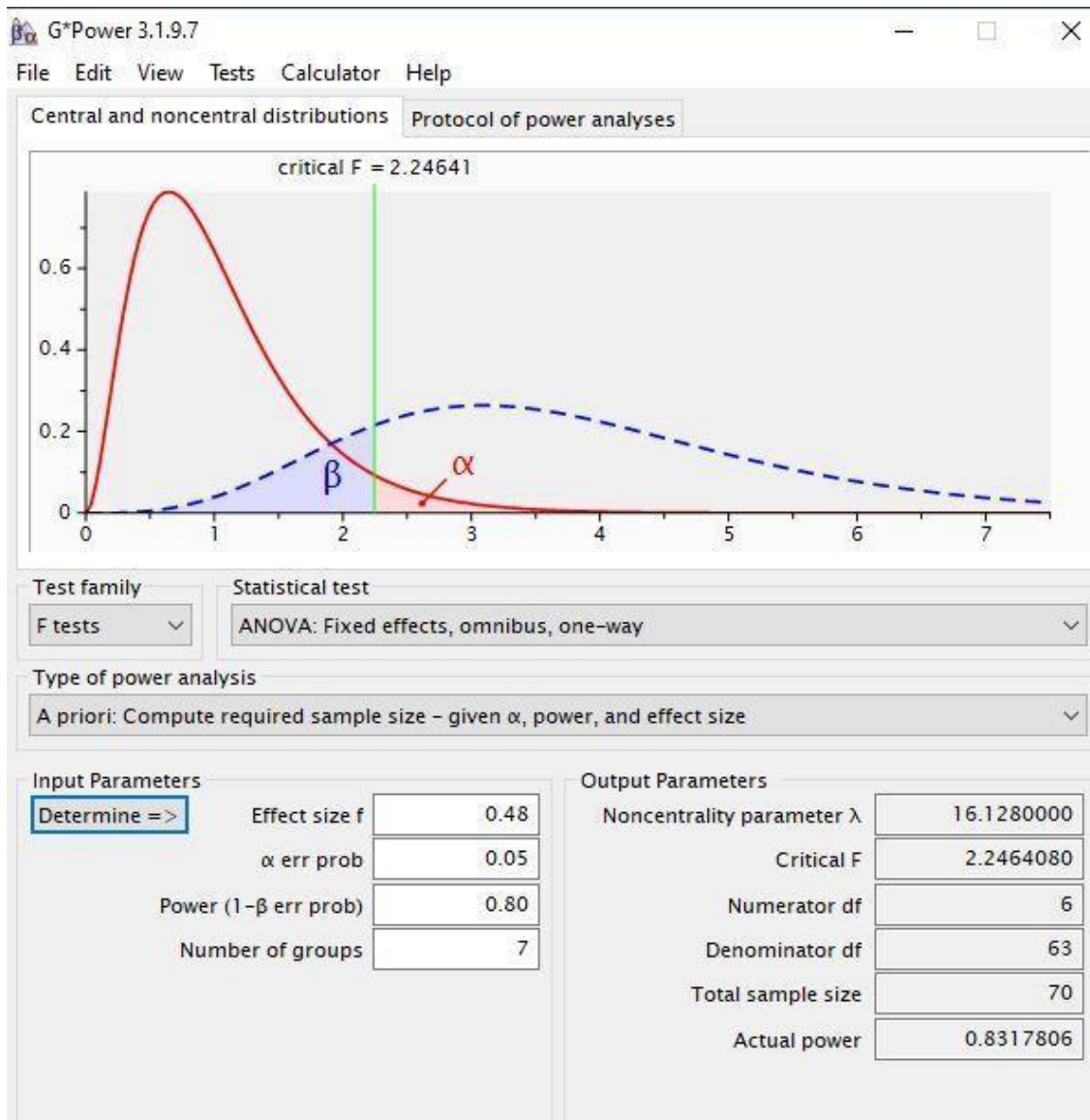
**Prueba de
homogeneidad
de varianzas**

RMF (Diferencia)	
Estadístico de Levene	p-valor
7,762	0,002


Considerando solo 3 grupos porque el control, no varió.

No hay homogeneidad de
varianzas

Anexo N: Cálculo de tamaño de muestra del estudio piloto



Anexo O: Constancia de ejecución



CENTRO ODONTOLÓGICO SAN PEDRO
Tratamiento Integral Adultos, Niños y Gestantes

ODONTOLOGOS ASOCIADOS

✉ centroodontosanpedro@hotmail.com



"SU SALUD EN BUENAS MANOS"

"Año del Fortalecimiento de la Soberanía Nacional"


EL CENTRO ODONTOLÓGICO "SAN PEDRO" DE SAN MATEO, ESTANDO EN SUS FACULTADES OTORGA EL PRESENTE:

CONSTANCIA DE EJECUCION

Por el presente medio se hace constancia que el Sr. Bachiller en Odontología Marlon Jesús ZAMALLOA QUINTANA, Identificado con DNI. No 70072268 de la facultad de odontología de la Universidad Nacional Federico Villareal, realizó la parte experimental de su proyecto de tesis: **"EFECTO DE LA TERMOPOLIMERIZACIÓN ADICIONAL POR CALOR SECO SOBRE LA RESISTENCIA MICROFLEXURAL DE TRES TIPOS DE RESINA COMPUESTA. UN ESTUDIO *IN VITRO*"**

SE LE EXPIDE EL PRESENTE PARA LOS FINES QUE ESTIME LA INTERESADA.

SAN MATEO 09 DE ABRIL DEL 2021.

Dr. Hugo J. Suazo Tupac Yupanqui
CIRUJANO DENTISTA
COP. 19183

Anexo P: Matriz de consistencia

Formulación del problema	Objetivos	Hipótesis	Operacionalización de variables					Materiales y Métodos
¿Cuáles será el efecto que produce un tratamiento de post-polimerización adicional en calor seco sobre la resistencia microflexural de tres tipos de resina compuesta de uso directo?	<p>Objetivo general</p> <p>Evaluar el efecto del tratamiento térmico adicional en calor seco sobre la resistencia microflexural de tres resinas compuestas de uso directo.</p> <p>Objetivos específicos</p> <ul style="list-style-type: none"> • Comparar los valores de resistencia microflexural que presentan las resinas compuestas Filtek Z350, Tetric N-Ceram y Filtek Z250, sin tratamiento térmico adicional en calor seco. • Comparar los valores de resistencia microflexural que 	La resistencia microflexural de las resinas compuestas Filtek Z350, Tetric N-Ceram y Filtek Z250, presentarían diferencias significativas al ser sometidas a tratamiento térmico adicional en calor seco.	Variables	Definición	Indicadores	Escala	Valor	<p>Tipo de estudio</p> <p>Analítico, Transversal Prospectivo, Experimental</p> <p>Unidad de Análisis</p> <p>Barra de resina compuesta de 6x2x1</p> <p>Criterios de selección</p> <p>Criterios de inclusión</p> <ul style="list-style-type: none"> • Barras que cumplan con la medida establecida • Barras que tengo una consistencia compacta libre de burbujas o espacios huecos • Barras de la casa comercial que indica la investigación • Barras confeccionadas con resina que estén dentro de la fecha de uso
			Tratamiento térmico (variable independiente)	Aplicación de calor para realizar post-polimerizado de la resina compuesta	Horno de calor seco	Nominal / dicotómica	Con tratamiento térmico = 1 Sin tratamiento térmico = 2	
			RESINA COMPUESTA DIRECTA (variable independiente)	(Grazioli, 2019) Material sintético compuesto por moléculas de elementos variados, utilizado como restaurador de piezas dentales (Adela	Marca de la resina	Nominal / Politémica	Tetric N-Ceram (Ivoclar) = 1 Filtek Z250 (3M ESPE) = 2 Filtek Z350 XT (3M ESPE) = 3	

	<p>presentan las resinas compuestas Filtek Z350, Tetric N-Ceramy Filtek Z250, con de someterlas a tratamiento térmico adicional en calor seco.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Comparar individualmente la resistencia microflexural de las resinas compuestas Filtek Z350, Tetric N-Ceram y Filtek Z250, sin y con de someterlas a tratamiento térmico adicional en calor seco. • Comparar la variación de la resistencia microflexural entre las resinas compuestas Filtek Z350, Tetric N-Ceram y Filtek Z250, sin y con tratamiento térmico adicional en calor seco. 		<p>RESISTENCIA MICROFLEXURAL (variable dependiente)</p>	<p>Hervás García, 2006).. Rendimiento mecánico de un material ante una fuerza de flexión con las dimensiones de la muestra son más pequeñas.(Afnan O.. 2021)</p>	<p>Maquina digital de ensayos universales CMT- 5L</p>	<p>dicotómica Nominal / Politómica</p>	<p>0 –x Mpa</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Barras sin objetos extraños en su interior <p>Criterios de selección</p> <ul style="list-style-type: none"> • Barras con machas o cuerpos extraños en su interior • Barras fuera de la longitud indicada por el estudio • Barras con burbujas o de incompleta • Barras echas con resina de otras casas comerciales que no indica en el estudio. <p>Barras confeccionadas con resinas vencidas</p> <p>Muestra</p> <p>La muestra estuvo conformada por 70 barras de resina compuesta de 6x2x1.</p>
--	--	--	---	--	---	---	-----------------	--